Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Emissionscomputertomographie am Myokard als Routinemethode der nuklearmedizinischen Herzdiagnostik

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
BERND MICHAEL ALBERT
aus Onstmettingen

1985

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Emissionscomputertomographie am Myokard als Routinemethode der nuklearmedizinischen Herzdiagnostik

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
BERND MICHAEL ALBERT
aus Onstmettingen

1985

Dekan: Professor Dr. W. Schulte
1. Berichterstatter: Professor Dr. U. Feine
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. K. R. Karsch

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

INHALTSVERZEICHNIS

Zusammenfassung

Einleitung 1

Gerätebeschreibung 5

I. Untersuchungen zu den technischen Eigenschaften des Emissionscomputertomographen 9

I.1. Örtliches Auflösungsvermögen von zwei heißen Herden 10
I.1.1. Material und Methode 10
I.1.2. Ergebnisse 16
I.1.2.1. Aktivität in beiden Herden gleich groß 16
I.1.2.2. Unterschiedliche Aktivität in den Herden 23
I.1.3. Zusammenfassung 30

II. 1. Untersuchungen zu den optimalen Aufnahmeparametern einer ECT-Studie mit der ROTA-Kamera anhand eines Herzphantoms.
2. Drei Beispiele einer Untersuchung des Myokards mit der Emissionscomputertomographie 34

II.1. Untersuchungen zu den optimalen Aufnahmeparametern einer ECT-Studie mit der ROTA-Kamera anhand eines Herzphantoms 36
II.1.1. Material und Methode 36
II.1.2. Ergebnisse 42
II.1.3. Diskussion 49

II.2. Drei Beispiele einer Untersuchung des Myokards mit der Emissionscomputer-tomographie 53

Literaturverzeichnis 59

Zusammenfassung

Um die Frage zu klären, ob die Emissionscomputertomographie als Routinemethode in der Herzdiagnostik, eventuell als Nachfolger der konventionellen Myokardszintigraphie, eingesetzt werden kann, werden zunächst Untersuchungen zu den technischen Eigenschaften des zu verwendenden Gerätes durchgeführt. Es wird hierbei die Frage des Auflösungsvermögens von zwei heißen Herden von je zehn Millimeter Durchmesser im Rechnerbild geklärt. Es wird dabei unterschieden, ob die Aktivitäten in den beiden Herden gleich groß sind, oder nicht.

Im zweiten Teil der Arbeit werden die günstigsten Aufnahmeparameter für die Durchführung der Emissionscomputertomographie erarbeitet. Hierzu werden Aufnahmestudien von einem Phantommodell des Herzens gemacht. Um die Absorption des umgebenden Körpergewebes zu simulieren, wird das Herzphantom bei den Aufnahmen in ein Becken mit Wasser getaucht, das den Brustkorb darstellen soll. Parallel zu diesen Studien wird versucht, das in den Bildern dargestellte Defektvolumen möglichst genau abzuschätzen.

Abschließend werden noch drei Bildbeispiele von Untersuchungen an Patienten gezeigt.

Emissionscomputertomographie am Myokard

Seit der Einführung des radioaktiven Nuklids 201-Thallium in die nuklearmedizinische Diagnostik durch LEBOWITZ et al im Jahre 1973 hat die Auffindung von Durchblutungsstörungen der Muskulatur des linken Ventrikels keine wesentlichen Fortschritte gemacht (14). Bei der konventionellen Myokardszintigraphie wird die dreidimensionale Verteilung des radioaktiven Isotops in einer zweidimensionalen Abbildung wiedergegeben. Daraus resultiert eine verminderte Detailerkennbarkeit.

Mit der Einführung der Emissionscomputertomographie (ECT, SPECT) durch KUHL et al (1976) ist es möglich geworden, diesem Mißstand abzuhelfen (12). Bei der Single-Photon Emissionscomputertomographie wird das Verteilungsmuster des Isotops in einer dünnen Körperschicht quer zur Körperlängsachse aus den gewonnenen Aufnahmen, mit Hilfe eines Rechners, über Rechenprozesse rückrekonstruiert (s.u.). Eine annähernd zweidimensionale Aktivitätsverteilung gelangt somit zur Darstellung, womit der Mangel der konventionellen Szintigraphie behoben ist.

Schon 1917 wurden von J. RADON die mathematischen Grundlagen dieses Verfahrens dargelegt. Er zeigte, daß die Rekonstruktion eines dreidimensionalen Körpers aus einer infiniten Anzahl seiner Projektionen möglich ist (19). Erst mit der raschen Entwicklung der Rechnertechnologie in den sechziger Jahren konnten diese mathematischen Prozesse verfeinert und in bildgebende Verfahren einbezogen werden. HOUNSFIELD konnte so 1973 seinen ersten Röntgencomputertomographen vorstellen (8), KUHL et al 1976 einen Emissionscomputertomographen.

Das Verfahren bei der Emissionscomputertomographie sieht folgendermaßen aus:

Zunächst werden mit einer rotierenden Gammakamera mehrere Aufnahmen des zu untersuchenden Körperteils aus verschiedenen

Blickwinkeln (Projektionen) angefertigt. Diese Projektionen entstehen radial zur Körperlängsachse des Patienten. Nach jeder Aufnahme wird die Kamera um einen bestimmten Winkelbetrag weiterbewegt, bevor die nächste Aufnahme gemacht wird. Die Kamera läßt sich dabei um 360°, d.h. rund um den Patienten, bewegen. Bei den vorliegenden Untersuchungen beträgt der Rotationswinkel konstant 6°. Der Rechner hat somit bei einer Rotation der Kamera um 360° 60 Aufnahmen zur Erstellung der Schnittbilder zur Verfügung. Die Rekonstruktion der zur Körperachse transversalen Schnitte erfolgt durch Rückprojektion der an der entsprechenden Stelle des Szintigramms vorhandenen Aktivitätsverteilung (Profil). Sämtliche Profile werden entlang der Aufnahmerichtung rückprojeziert, sozusagen "über ein leeres Blatt Papier verschmiert". Durch die unterschiedlichen Blickrichtungen wird erreicht, daß sich Stellen mit erhöhter Impulszahl überschneiden, gewissermaßen aufaddieren, und so im Schichtbild zur Darstellung kommen. Abbildung 1 zeigt schematisch das Bild einer Punktquelle nach einfacher Rückprojektion. Der Nachteil dieser Methode liegt darin, daß durch das "Verschmieren" große Unschärfen im Bild entstehen. So wird z.B. aus der Punktquelle eine Sternfigur, wobei jeder Strahl des Sterns einem rückprojezierten Profil entspricht.

Abb. 1 Rückprojeziertes Bild einer Punktquelle, entstanden aus 16 Profilen

Dies muß in der Praxis vermieden werden, weshalb andere Rekonstruktionsverfahren entwickelt wurden. Heute werden üblicherweise analytische Rekonstruktionsverfahren benutzt, die die Methode der Rückprojektion und sogenannte Faltungen miteinander kombinieren. Bei dieser von BRACEWELL und RIDDLE 1967 zum erstenmal beschriebenen Methode ist im Rechner ein sogenannter Faltungskern angelegt, der lediglich aus Additions- und Multiplikationsvorgängen besteht (2). Mittels dieses Faltungskernes werden sämtliche Originalprofile vor der Rückprojektion gefaltet. Man kann sagen, es werden positive und negative Werte des Profils herausgefiltert und verstärkt. Bei der Rückprojektion überlagern sich die gefalteten Profile derart, daß die sonst entstehenden Unschärfen sich gegenseitig auslöschen.
Unter anderen waren es auch SHEPP und LOGAN (1974), die dieses Verfahren modifizierten. Bei sämtlichen Untersuchungen in dieser Arbeit wird das von SHEPP und LOGAN entwickelte Rückprojektionsfilter verwendet (21). Man erhält so aus einer Anzahl von Szintigrammen transaxiale Schichtbilder von der zu untersuchenden Körperregion. Der Rechner ist auch in der Lage, die transaxialen Schichten in frontale und sagittale Schichten umzulagern, so daß Schichtbilder in allen drei Raumebenen betrachtet und ausgewertet werden können.

Seit 1978 sind Geräte und Computerprogramme im Handel, die eine routinemäßige Verwendung der Emissionscomputertomographie erlauben. Die nuklearmedizinische Abteilung, Ärztlicher Direktor Professor Dr. FEINE, im Strahleninstitut der Universität Tübingen besitzt seit 1981 ein Gerät zur Durchführung der Emissionscomputertomographie. Diese Arbeit soll nun die Möglichkeit des routinemäßigen Einsatzes der Emissionscomputertomographie als eventuellen Nachfolger der konventionellen Myokardszintigraphie untersuchen. Zu diesem Zweck werden im ersten Teil dieser Arbeit Untersuchungen beschrieben, die die technischen Eigenschaften des Emissionscomputertomographen darlegen sollen.

Die Herren PLAPPERT und VOGT, die ähnliche Themen an anderen Organsystemen abhandeln, erarbeiteten ebenfalls einige der technischen Eigenschaften des Gerätes. Ihre Teilergebnisse werden an entsprechender Stelle im Text zitiert.

Herr PLAPPERT befaßte sich dabei mit der Homogenität der Gammakamera, der Empfindlichkeit der Kollimatoren und dem Auflösungsvermögen von zwei kalten Herden im Szintigramm.

Herr VOGT arbeitete über die räumliche Auflösung von heißen und kalten Körpern im Vergleich ECT - Szintigraphie, sowie über die Absorptionskorrekturprogramme bei ECT-Aufnahmen (18, 25).

In dieser Arbeit wird im ersten Teil auf das Auflösungsvermögen von zwei heißen Herden bei szintigraphischer Aufnahme eingegangen. Im zweiten Teil werden Phantomuntersuchungen mittels Emissionscomputertomographie am Herzphantom dargestellt und abschließend einige klinische Beispiele gezeigt.

Der Emissionscomputertomograph

Sämtliche Untersuchungen werden mit der ROTA-Kamera der Firma Siemens durchgeführt. Dieses Kamerasystem besteht inklusive Rechnereinheit aus fünf Teilen:

1. Gammakamera mit Patientenliege
2. System controler
3. Rechner
4. Vordergrund und Hintergrund
5. Micro Dot Imager

Abbildung 2 zeigt die Kamera mit der Patientenliege und im Hintergrund des Bildes den Rechner. Die Patientenliege reicht durch eine zentrale, ellipsenförmige Öffnung des Gestells hindurch und ist in allen drei Ebenen des Raumes beweglich. Der Innenteil des Gestells, durch den die Patientenliege frei hindurchreicht, ist über 360° rund um die Liege drehbar. An diesem Teil ist mittels zwei Armen die Gammakamera befestigt. Die Kamera läßt sich somit rund um die Patientenlängsachse bewegen. Außerdem ist der Abstand der Kamera von der Patientenliege stufenlos innerhalb gewisser Grenzen verstellbar.

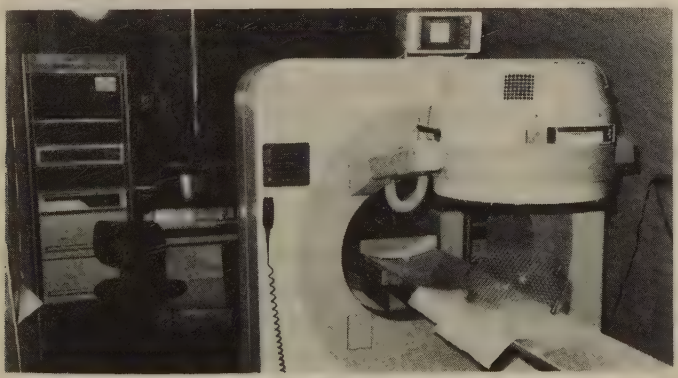


Abb. 2 Gammakamera mit Patientenliege und einem Phantom, im Hintergrund ist der Rechner zu sehen

Die Kamera ist eine 40 Zentimeter large-field-of-view Kamera (Typenbezeichnung 75 PM-ZLC). Sie ist mit einem ein Zentimeter dicken Natriumjodidkristall ausgerüstet und besitzt nach PELLETIER et al ein Auflösungsvermögen von 3,8mm FWHM (full width at half maximum) (17).

Die zur Gammakamera gehörenden Kollimatoren sind low-energy Parallellochkollimatoren, also für den Bereich von 140 bis 200 keV verwendbar. Es stehen drei Kollimatoren mit unterschiedlichen Eigenschaften bezüglich Auflösung und Empfindlichkeit zur Verfügung:

- High sensitivity - Kollimator. Sein Vorzug ist die hohe Empfindlichkeit, wobei aber ein herabgesetztes Auflösungsvermögen in Kauf genommen werden muß.
- All purpose - Kollimator. Er vereinigt eine mittlere Empfindlichkeit mit einer mittleren Auflösung.
- High resolution - Kollimator. Er besitzt eine gute Auflösung, seine Empfindlichkeit ist jedoch, im Vergleich zu den anderen beiden Kollimatoren, am schlechtesten.

Die Unterschiede der Kollimatoreigenschaften ergeben sich aus der Dicke der Kollimatoren, d.h. bei gleichem Abstand einer radioaktiven Quelle von den Kollimatoren wird der maximale Divergenzwinkel α, den die emittierten Quanten haben dürfen, um durch den Kollimator zu gelangen, vom hochempfindlichen zum hochauflösenden Kollimator kleiner (siehe Abb. 3). Zum Zweiten verändert sich bei den verschiedenen Kollimatoren der Lochdurchmesser. Im folgenden werden die Kollimatoren zum Teil mit ihren Anfangsbuchstaben abgekürzt, also HS für High sensitivity, AP für All purpose und HR für High resolution.

Des weiteren gehört zu diesem Kamerasystem eine Bedienungseinheit, der sogenannte System controler. An dieser Bedienungseinheit lassen sich die für die verschiedenen Untersuchungsarten notwendigen Parameter einstellen, wie zum Beispiel Beendigung einer Aufnahme nach einer vorgegebenen Zeitdauer oder nach einer bestimmten Anzahl von aufgenomme-

nen Impulsen. Bei Betrieb als Emissionscomputertomograph wird hier der Winkel vorgewählt, den die Gammakamera zwischen den einzelnen Bildern zurücklegen soll. Bei diesem Gerät kann ein Winkel von 3°, 6° oder 10° gewählt werden. In Abhängigkeit vom Rechnerprogramm zur Rekonstruktion der Schichten kann jedoch nur mit einem Winkel von 6° gearbeitet werden. Außerdem wird am System controler das Energiefenster für die zu registrierenden Quanten festgelegt. Es beträgt 20 Prozent über der Hauptenergielinie des verwendeten Nuklids. 99m-Technetium, das bei allen Phantomuntersuchungen verwendet wird, hat seine Hauptenergielinie bei 140 keV.

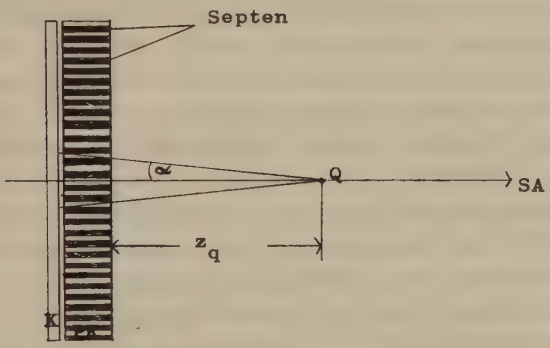


Abb. 3 Schnitt durch einen Parallellochkollimator einer Szintilationskamera

K = NaJ-Kristall
PK = Parallellochkollimator
SA = Symmetrieachse des Kollimators
Q = Aktivitätsquelle
z_q = Abstand Quelle - Kollimator
α = maximaler Divergenzwinkel, unter dem Gammaquanten die Kollimatorbohrungen durchdringen können

nach JAHNS und LANGE, in FEINE, ZUM WINKEL: "Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik" (9)

Dieses Kamerasystem ist direkt mit einem Elektronenrechner der Firma Digital Equipment Corporation verbunden. Es handelt sich dabei um den Rechner PDP-11/34 mit einem 96 kbyt Speicher und floating point option. Die Kopplung zwischen Rechner und Kameraeinheit erfolgt über ein NCV-11 Interface. Die Bedienung des Rechners läuft über eine angeschlossene Bedienungskonsole mit Monitor ab, den sogenannten Hintergrund. Eine weitere Bedienungskonsole mit Monitor, der Vordergrund, wird benötigt, um Studien, die über den Rechner laufen und mit der Gammakamera aufgenommen werden, zu starten. Mit dem Hintergrund kann der Rechner nur für sich arbeiten, z.B. beim Auswerten einer schon aufgenommenen Studie. Es besteht die Möglichkeit des gekoppelten Betriebs mit Vordergrund und Hintergrund: solange über den Vordergrund eine ECT-Studie aufgenommen wird, kann über den Hintergrund eine vorhandene Studie rekonstruiert bzw. ausgewertet werden. Hierbei hat der Vordergrund Priorität, d.h. arbeitet der Vordergrund, so wird der Hintergrund abgeschaltet. Dies wird vom Benutzer jedoch nicht bemerkt, da die Arbeitszeit des Rechners für die einzelnen Arbeitsschritte im Bereich von 1/1000 Sekunde liegt (16).
Die Bildbearbeitung durch den Rechner erfolgt mit dem gängigen Gamma-11 Programm. Die Durchführung einer ECT-Studie geschieht mit dem Utrecht Single-photon Emission Computed Axial Tomography Programm, Typ ECAT.DOC (Version 4, Copyright 1981 by: Digital Equipment BV, Utrecht, Siemens Gammasonics BV, Uithoorn, Univ. of Utrecht, Inst. of Nuclear Medicine, The Netherlands).
Über einen Bildwandler der Firma Siemens (Micro Dot Imager) läßt sich die Monitordarstellung des Hintergrundes auf Röntgenfilm fotographieren. Bearbeitete Studien lassen sich so gut dokumentieren.

I. Untersuchungen zu den technischen Eigenschaften des Emissionscomputertomographen

I.1. Örtliches Auflösungsvermögen von zwei heißen Herden

I.1.1. Material und Methode

Unter dem örtlichen Auflösungsvermögen von zwei heißen Herden wird der Abstand verstanden, den zwei heiße Herde haben müssen, damit sie vom Auge auf dem Szintigramm noch als solche wahrgenommen werden. JAHNS und LANGE (1980) schreiben über das Ortsauflösungsvermögen: "Unter dem Ortsauflösungsvermögen versteht man die Eigenschaft, die im Objekt vorhandene Dichteverteilung im Bild ortsgetreu, d.h. ähnlich wiederzugeben. Ein Maß dafür ist u.a. die Halbwertbreite der Linienbildfunktion..." (9).
Diese Linienbildfunktion erhält man, indem man den Impulsquerschnitt durch zwei Herde darstellt. Dies geschieht am besten als Impulsratenrelief über die Darstellung der beiden heißen Herde hinweg. Man bekommt so, bei genügendem Abstand der beiden Herde voneinander, zunächst zwei getrennte, glokkenförmige Kurven. Bringt man die Herde näher zusammen, so verschmelzen die beiden Kurven zu einer doppelgipfligen Kurve. Zwischen den beiden Gipfeln bildet sich eine Einsattelung, die um so höher rückt, je näher die beiden Herde beieinander sind. Nach JAHNS und LANGE stellt die Breite der Linienbildfunktion ein objektivierbares Maß dar, im Gegensatz zur Erkennbarkeit von zwei getrennten Quellen (9).
Die Linienbildfunktionen werden experimentell nach DIN 6814 bestimmt. Da die Durchführung der Experimente nach DIN zunächst durch den Mangel des dafür geeigneten Phantoms nicht möglich ist und zudem von einer anderslautenden Definition des Ortsauflösungsvermögens ausgegangen worden ist, wird versucht, eine andere objektive Meßgröße für das Auflösungsvermögen zu finden.
BRAND (1980) hat zur Messung des Auflösungsvermögens von zwei heißen Herden deren farbige Darstellung auf dem Monitor

gewählt. Die verschiedenen Farben entsprechen jeweils einer bestimmten Höhe der Impulsrate. Seine Definiton für das Auflösungsvermögen sieht folgendermaßen aus:
"Zwei gleich oder verschieden starke Herde Q1 und Q2 werden dann noch als getrennt bezeichnet, wenn die ausgedruckte Aktivität des einen Herdes Q1 noch eindeutig unter 66% = 2/3 ihrer Zentrumsaktivität (= 100%) abfällt, ehe sie in den Einfluß des anderen Herdes Q2 gerät und die Aktivität deshalb wieder ansteigt. Den dazugehörigen Mindestabstand r_{min} definieren wir als das Auflösungsvermögen des Scanners für zwei positive Herde" (3).
Diese Definition erschien für die vorliegenden Experimente insofern nicht anwendbar, als die Farbdarstellung der Szintigramme auf dem Monitor zwar möglich, aber nicht die Regel ist. Im allgemeinen wird mit einer Schwarz-Weiß-Darstellung gearbeitet.
In dieser Arbeit wird zur Bestimmung des Auflösungsvermögens von zwei heißen Herden wie folgt vorgegangen:
Zwei Reagensröhrchen aus Polypropylen (10mm x 75mm) werden mit 99m Technetium, in Form von Pertechnetat (TcO_4), gefüllt und senkrecht in je einen Reagensglashalter eingespannt. Diese wiederum sind an zwei Stativen befestigt, die auf der Patientenliege stehen. Die heißen Herde befinden sich nicht in einem absorbierenden Medium. (Ein vorhandenes Lochphantom aus Plexiglas, das mit äquidistanten Bohrungen als Halterungen für die Reagensröhrchen versehen ist, konnte leider nicht verwendet werden. Die Abstände der Bohrungen erwiesen sich als für die Untersuchungen zu groß.)
Nachdem die Gammakamera in einem bestimmten Abstand (im folgenden als Kamera-Herd-Abstand bezeichnet) senkrecht über den Röhrchen arretiert worden ist, wird eine szintigraphische Aufnahme von 30 Sekunden Dauer gemacht. Das Szintigramm wird im Rechner in einer 64 x 64 Matrix zur weiteren Verarbeitung gespeichert. Das Energiefenster beträgt bei allen Phantomuntersuchungen 20% über der

140 keV-Hauptenergielinie des 99m Technetiums. Nach jeder szintigraphischen Aufnahme wird der Abstand der heißen Herde untereinander um 5 Millimeter verringert. Begonnen wird mit einem Abstand von 40 Millimeter, wobei der Abstand der Herde zwischen den einander zugekehrten Rändern der Reagensröhrchen gemessen wird. Nach jeder Änderung des Herdabstandes wird wiederum eine szintigraphische Aufnahme gemacht und im Rechner gespeichert. Dies wird so oft durchgeführt, bis der Abstand der Herde nur noch 5 Millimeter beträgt bzw. die Herde visuell eindeutig nicht mehr zu unterscheiden sind. In dem optisch vermuteten Grenzbereich des Auflösungsvermögens wird der Herdabstand nochmals um jeweils 2,5 Millimeter verringert und vergrößert. Man erhält so unter denselben Randbedingungen mit jedem Kollimator etwa zehn szintigraphische Abbildungen mit jeweils anderem Herdabstand (s. Abb. 4 und 5).

Abb. 4 Meßanordnung zur Bestimmung des Auflösungsvermögens von zwei heißen Herden

Versuchsthema: Auflösung heißer Herde
Aktivitäten: je 30 µCi Isotop: 99m TcO_4
Kollimator: High sensitivity
Aufnahmezeit: 30 Sekunden pro Bild
Kamera-Herd-Abstand: 100 Millimeter

Meßergebnisse:

Herdabstand (mm)	Zählrate im Maximum	berechnete Zählrate im Minimum zwischen den Herden
40	811	10
35	813	20
30	777	28
25	812	40
22,5	762	112
20	748	91
17,5	742	217
15	793	290
10	793	484
5	841	841

$\bar{x}$ = 789, d.h. 50% ≙ 395

Abb. 5 Meßprotokoll einer Meßreihe

Zur Auswertung wird das Impulsratenrelief durch jede Abbildung mittels Rechner dargestellt. Die Abbildungen 6a und 6b zeigen solche Impulsratenreliefe bei unterschiedlichem Herdabstand. Die Lage des Impulsratenreliefs in der szintigraphischen Abbildung ist durch die gepunktete Linie wiedergegeben. Es wird jedoch nicht die Breite der Kurve bei 50 Prozent des Maximums gemessen. Als Meßwert dient die Impulshöhe der Einsattelung zwischen den Maxima der doppelgipfligen Kurve.

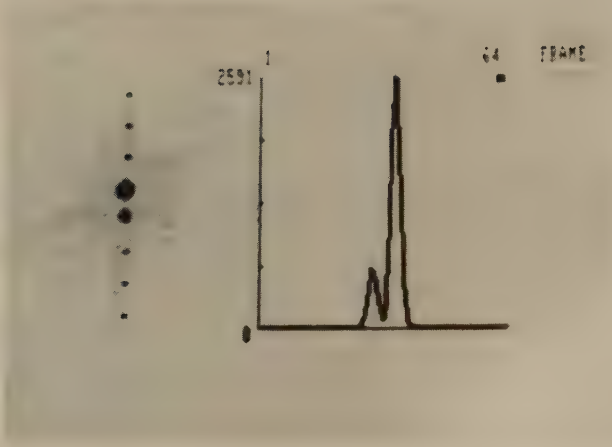


Abb. 6a Zwei heiße Herde unterschiedlicher Aktivität im Abstand von 30mm mit zugehörigem Impulsratenrelief. Aufgenommen mit dem HS-Kollimator bei einem Kamera-Herd-Abstand von 100mm

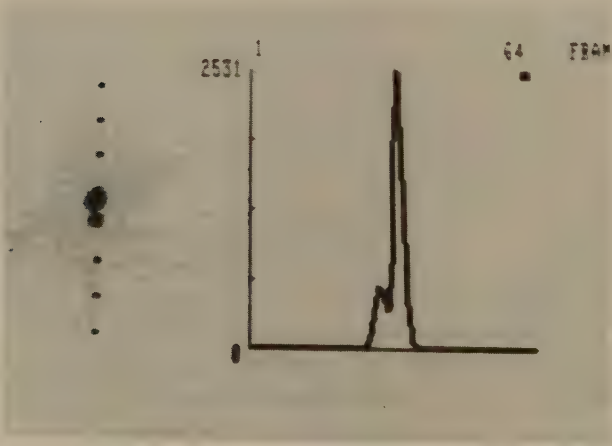


Abb. 6b Wie Abbildung 6a, jedoch beträgt der Abstand der Herde untereinander nur noch 17,5mm

Diesen Wert erhält man durch Ausmessen der Höhe der Einsattelung und der Höhe des größten Maximums mit Hilfe des Dreisatzes aus der an der Ordinate angegebenen Impulshöhe des größten Maximums.
Der so erhaltene Wert wird als Ordinate in einem halblogarithmischen Koordinatensystem gegen den Abstand der beiden Herde als Abszisse aufgetragen (Aszisse linear, Ordinate logarithmisch). Man erhält so für jede Meßreihe eine Gerade. Als Maß für das Auflösungsvermögen von zwei heißen Herden wird derjenige Herdabstand gewählt, bei dem die Impulshöhe der Einsattelung zwischen den Herden dem 50%-Impulswert des kleineren der beiden Maxima entspricht.
Den 50%-Wert des kleineren Maximums erhält man ebenfalls durch ausmessen unter zuhilfenahme des Dreisatzes. Der zugehörige Herdabstand wird zeichnerisch aus dem gewonnenen Schaubild ermittelt (s. Abb. 7).

Nach obigem Auswerteschema werden alle Aufnahmeserien ausgewertet. Bei den einzelnen Serien werden folgende Randbedingungen variiert:

A) Aktivität in beiden Herden gleich groß
1. Aktivität in beiden Herden je 30 µCi
a) Kamera-Herd-Abstand: 100 Millimeter
b) Kamera-Herd-Abstand: 250 Millimeter

2. Aktivität in beiden Herden je 160 µCi
a) Kamera-Herd-Abstand: 100 Millimeter
b) Kamera-Herd-Abstand: 250 Millimeter

B) Unterschiedliche Aktivitäten in den Herden
1. Aktivität in den Herden 30 µCi und 60 µCi, Verhältnis 1 : 2
a) Kamera-Herd-Abstand: 100 Millimeter
b) Kamera-Herd-Abstand: 250 Millimeter

B)2. Aktivität in den Herden 30 µCi und 140 µCi, Verhältnis 1 : 4,7

a) Kamera-Herd-Abstand: 100 Millimeter

b) Kamera-Herd-Abstand: 250 Millimeter

Jede dieser obigen Aufnahmeserien wird mit jedem der drei Kollimatoren aufgenommen, so daß sich insgesamt 24 Aufnahmeserien ergeben.

I.1.2. Ergebnisse

Im folgenden sollen die gewonnenen Ergebnisse, nach den unterschiedlichen Randbedingungen getrennt, dargestellt werden.

I.1.2.1. Aktivität in beiden Herden gleich groß

Zwei gleich große und mit derselben Menge an Aktivität gefüllte Herde (30 µCi bzw. 160 µCi je Herd) werden zur Messung verwendet. Jede Messreihe wird mit zwei verschiedenen Kamera-Herd-Abständen (100 bzw. 250 Millimeter) und jedem der drei Kollimatoren durchgeführt. Die Aufnahmezeit pro Bild beträgt, wie oben beschrieben, 30 Sekunden. Für jede Messreihe werden etwa zehn Szintigramme angefertigt.

Die Abbildungen 7a-d zeigen die erhaltenen Kurven und die zeichnerische Ermittlung des Auflösungsvermögens. In jeder Abbildung sind drei Geraden, entsprechend den drei Kollimatoren, abgebildet, die unter denselben Randbedingungen erstellt worden sind.
In Tabelle 1 sind die Ergebnisse, d.h. das ermittelte Auflösungsvermögen (letzte Spalte), aufgelistet in Abhängigkeit von

- der Art des Kollimators
- dem gewählten Kamera-Herd-Abstand

- der Aktivität in den beiden Herden, bei einem Aktivitätsverhältnis zueinander von 1 : 1

Abbildung 8 veranschaulicht die Ergebnisse nochmals graphisch in Form von Balkendiagrammen.

Kollimator	Kamera-Herd-Abstand (mm)	Aktivität/Herd (µCi)	Auflösungsvermögen (mm)
High resolution	100	30	8
		160	7
	250	30	15
		160	15
All purpose	100	30	9
		160	7
	250	30	18
		160	20
High sensitivity	100	30	11
		160	12
	250	30	26
		160	29

Tab. 1 Auflösungsvermögen zweier heißer Herde von gleicher Größe und Aktivität mit verschiedenen Kollimatoren und unterschiedlichen Kamera-Herd-Abständen.

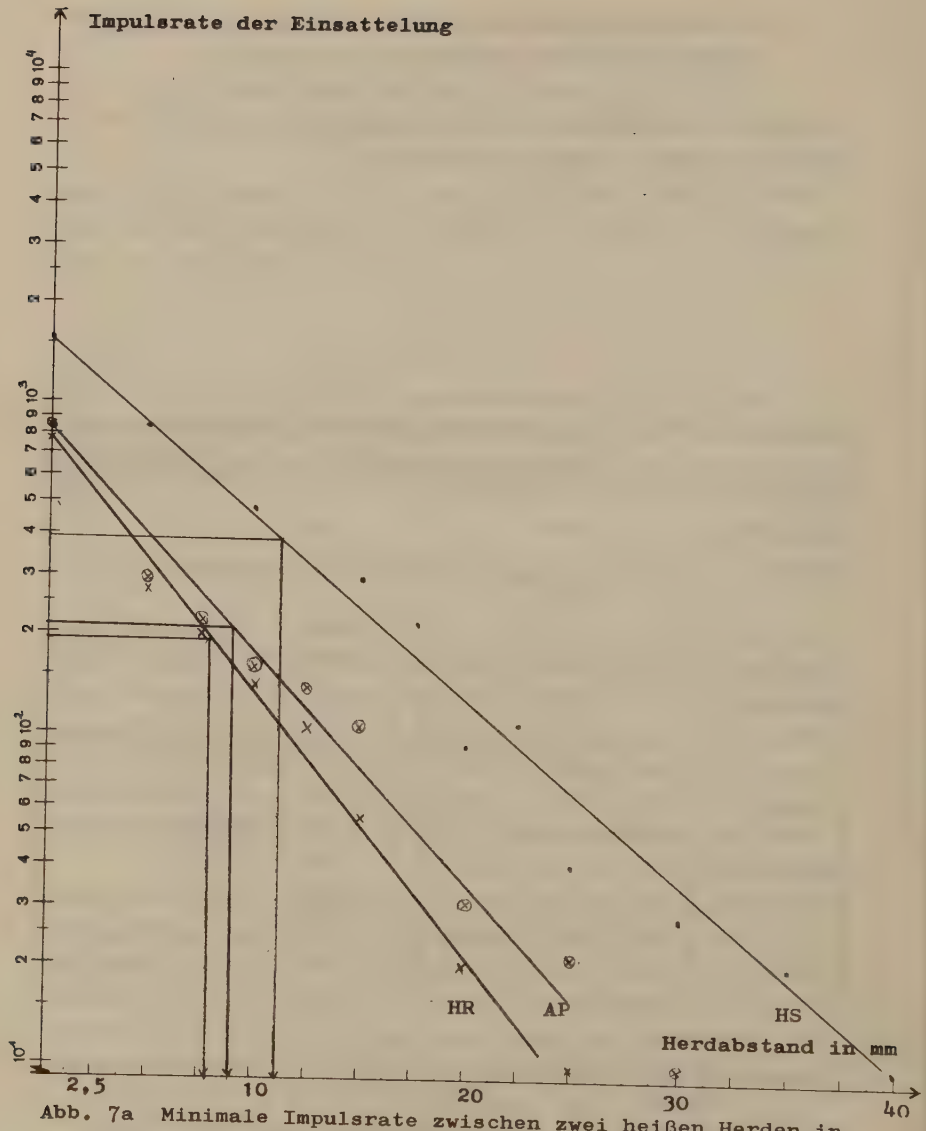


Abb. 7a Minimale Impulsrate zwischen zwei heißen Herden in Abhängigkeit vom Herdabstand und zeichnerische Bestimmung des Auflösungsvermögens.
Kamera-Herd-Abstand: 100mm; Aktivität: 30 µCi/Herd

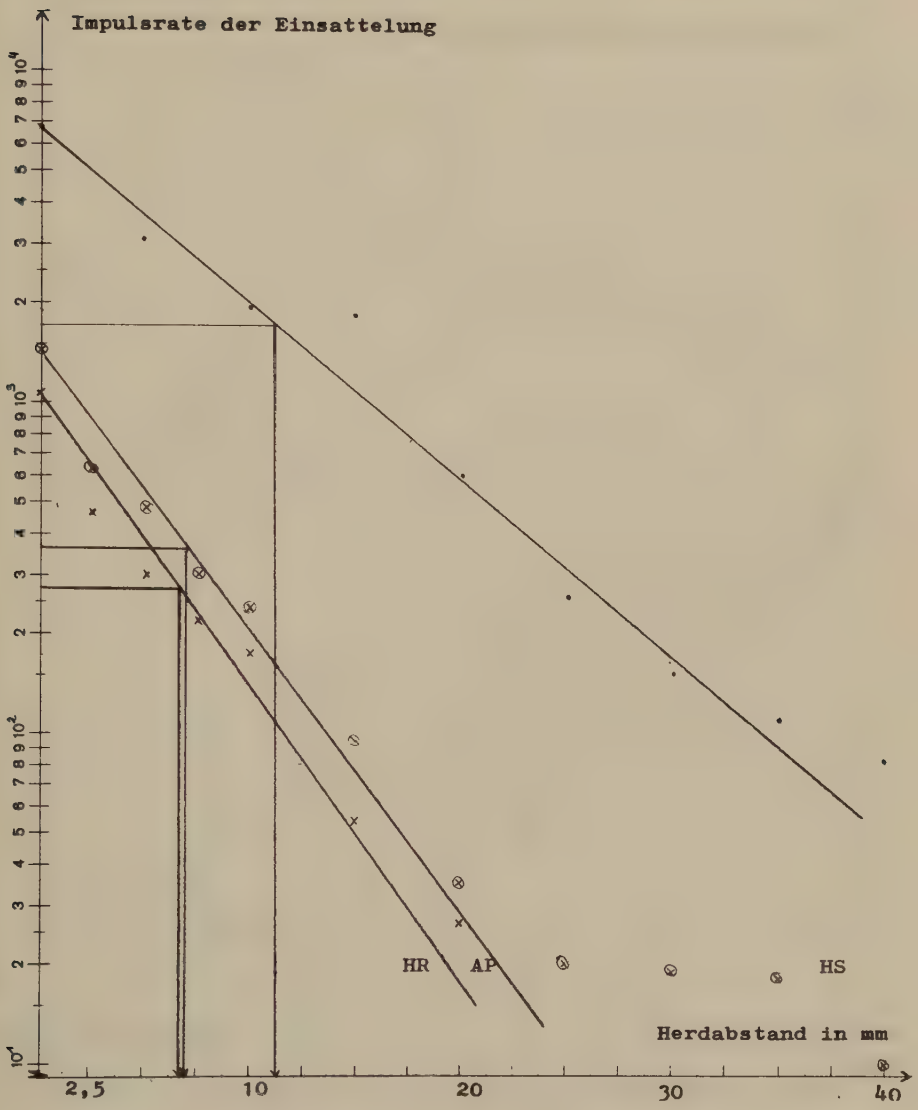


Abb. 7b Wie Abbildung 7a
Kamera-Herd-Abstand: 100mm
Aktivität: 160 µCi je Herd

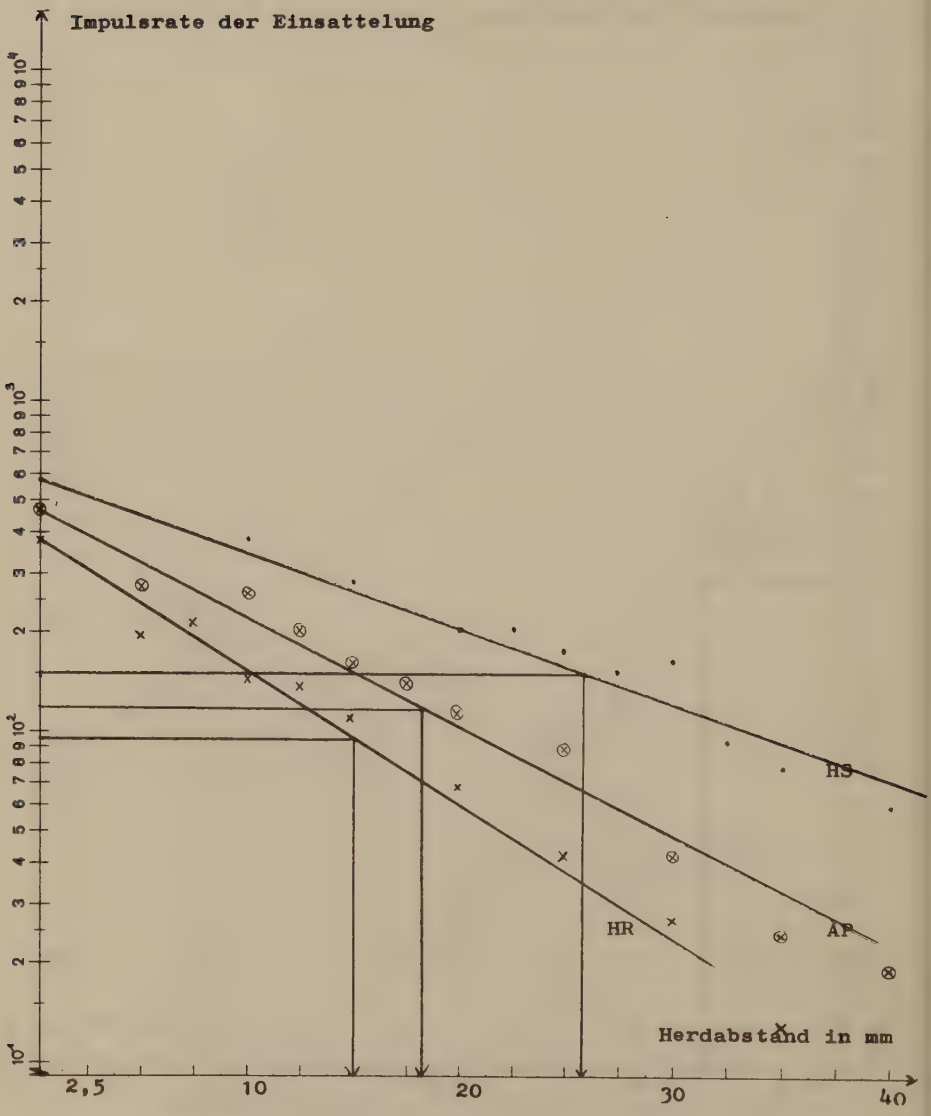


Abb. 7c Wie Abbildung 7a
Kamera-Herd-Abstand: 250mm
Aktivität: 30 µCi je Herd

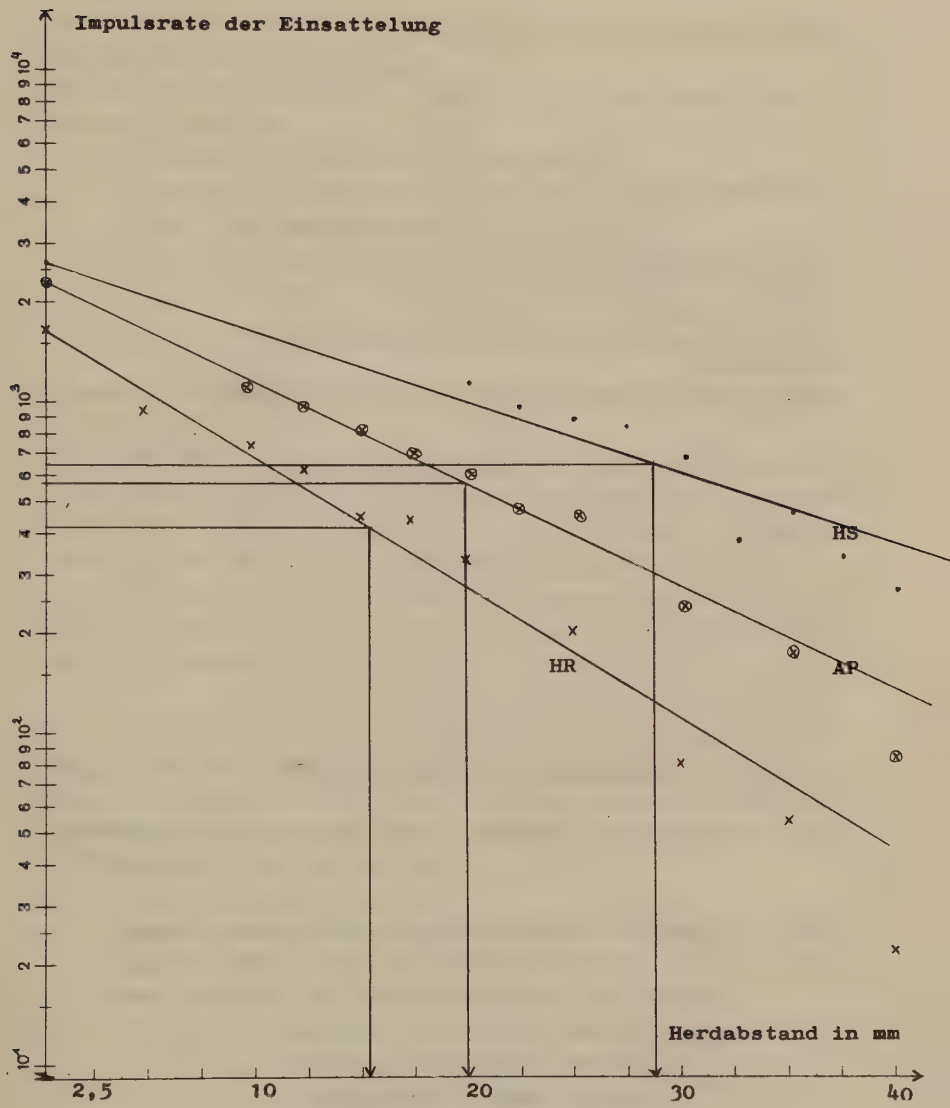


Abb. 7d Wie Abbildung 7a
Kamera-Herd-Abstand: 250mm
Aktivität: 160 µCi je Herd

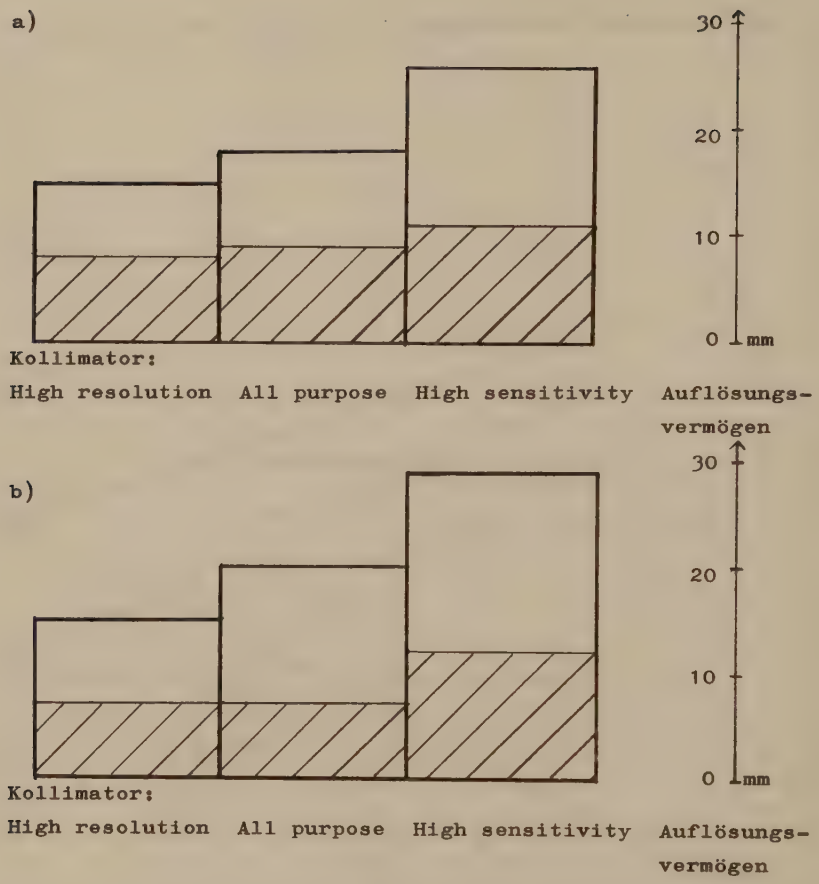


Abb. 8 Graphische Darstellung des Auflösungsvermögens zweier heißer Herde von gleicher Größe und Aktivität bei unterschiedlichen Kollimatoren und verschiedenen Kamera-Herd-Abständen.

▨ ≙ 100mm Kamera-Herd-Abstand

□ ≙ 250mm Kamera-Herd-Abstand

a) 30 µCi je Herd

b) 160 µCi je Herd

Zusammenfassend lassen sich folgende Aussagen anhand obiger Ergebnisse machen:
Das Auflösungsvermögen von zwei gleich großen Herden mit gleicher Aktivität

- beträgt bestenfalls 7 Millimeter
- ist nahezu unabhängig von der Aktivität je Herd
- ist stark vom Kollimator abhängig
- nimmt mit zunehmendem Kamera-Herd-Abstand ab.

I.1.2.2. Unterschiedliche Aktivitäten in den Herden

Als nächstes wird untersucht, welchen Einfluß unterschiedliche Aktivitäten in den Herden auf das Auflösungsvermögen haben. Dabei wird die Messung wie oben beschieben durchgeführt. Einer der beiden Herde wird jedoch mit einer höheren Aktivität gefüllt. Das Aktivitätsverhältnis beträgt im ersten Versuchsgang 30 µCi/60 µCi, also 1 : 2, und im zweiten Versuchsgang 30 µCi/140 µCi, also 1: 4,7.

Die Abbildungen 9a-d stellen wiederum die gewonnenen Kurven und die zeichnerische Ermittlung des Auflösungsvermögens dar. Die erhaltenen Ergebnisse veranschaulichen Tabelle 2 beziehungsweise Abbildung 10, in Abhängigkeit von

- der Art des Kollimators
- dem Kamera-Herd-Abstand
- dem Aktivitätsverhältnis der Herde zueinander.

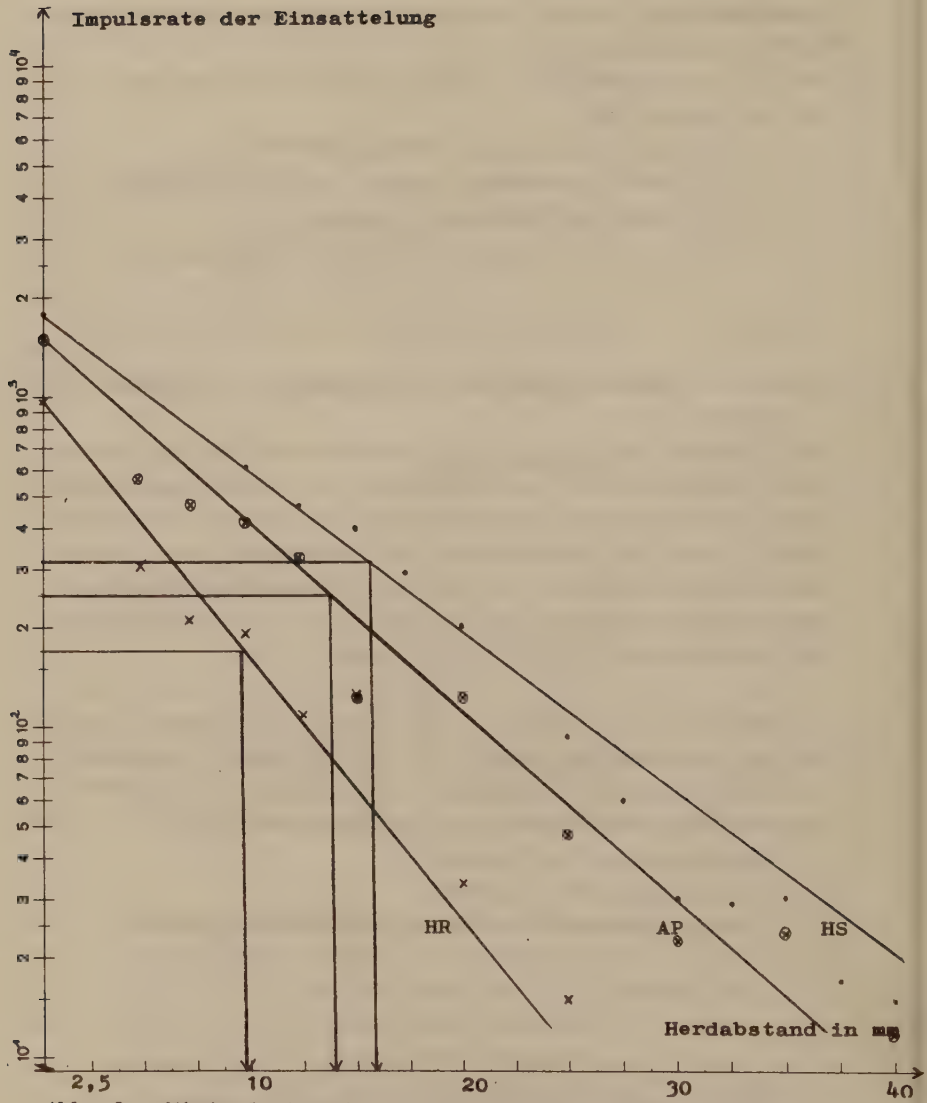


Abb. 9a Minimale Impulsrate zwischen zwei heißen Herden in Abhängigkeit vom Herdabstand und zeichnerische Bestimmung des Auflösungsvermögens.
Kamera-Herd-Abstand: 100mm; Aktivität: 30 und 60 µCi

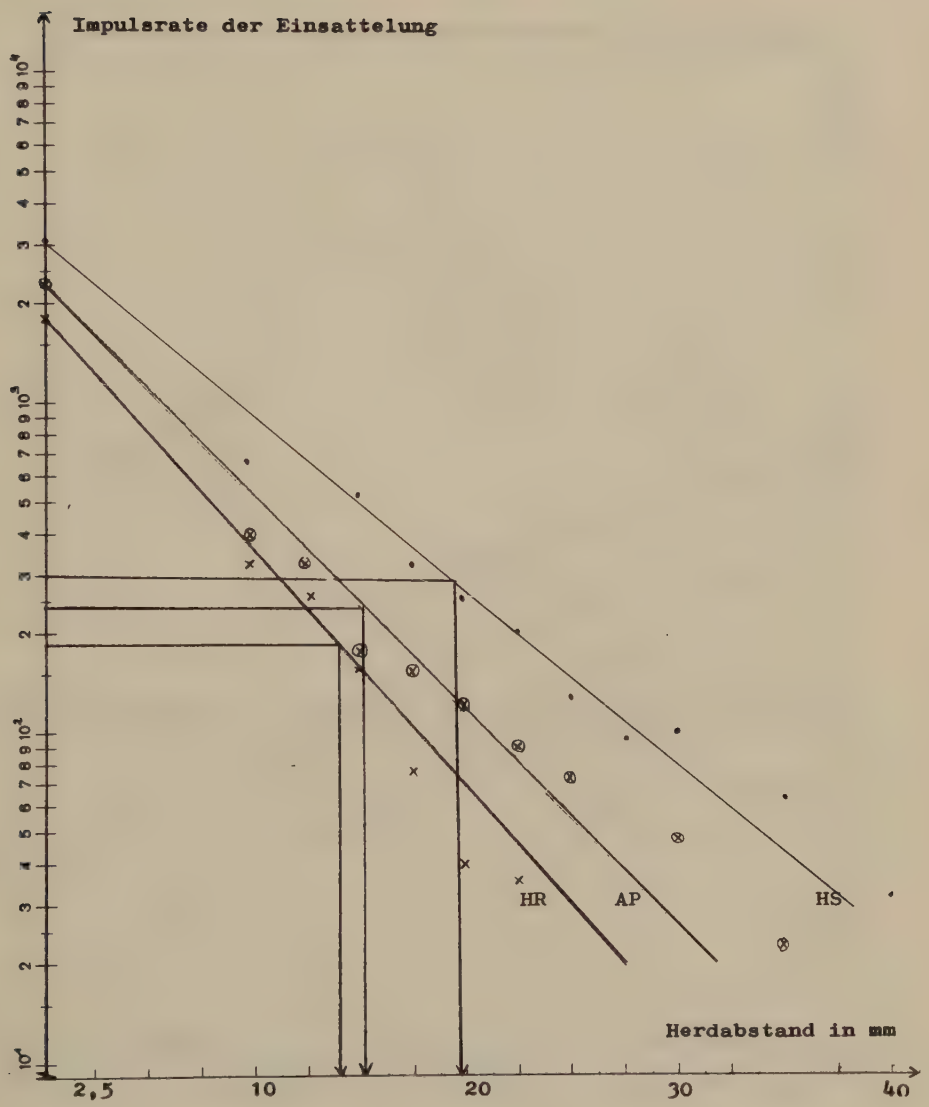


Abb. 9b Wie Abbildung 9a
Kamera-Herd-Abstand: 100mm
Aktivitäten: 30 µCi und 140 µCi

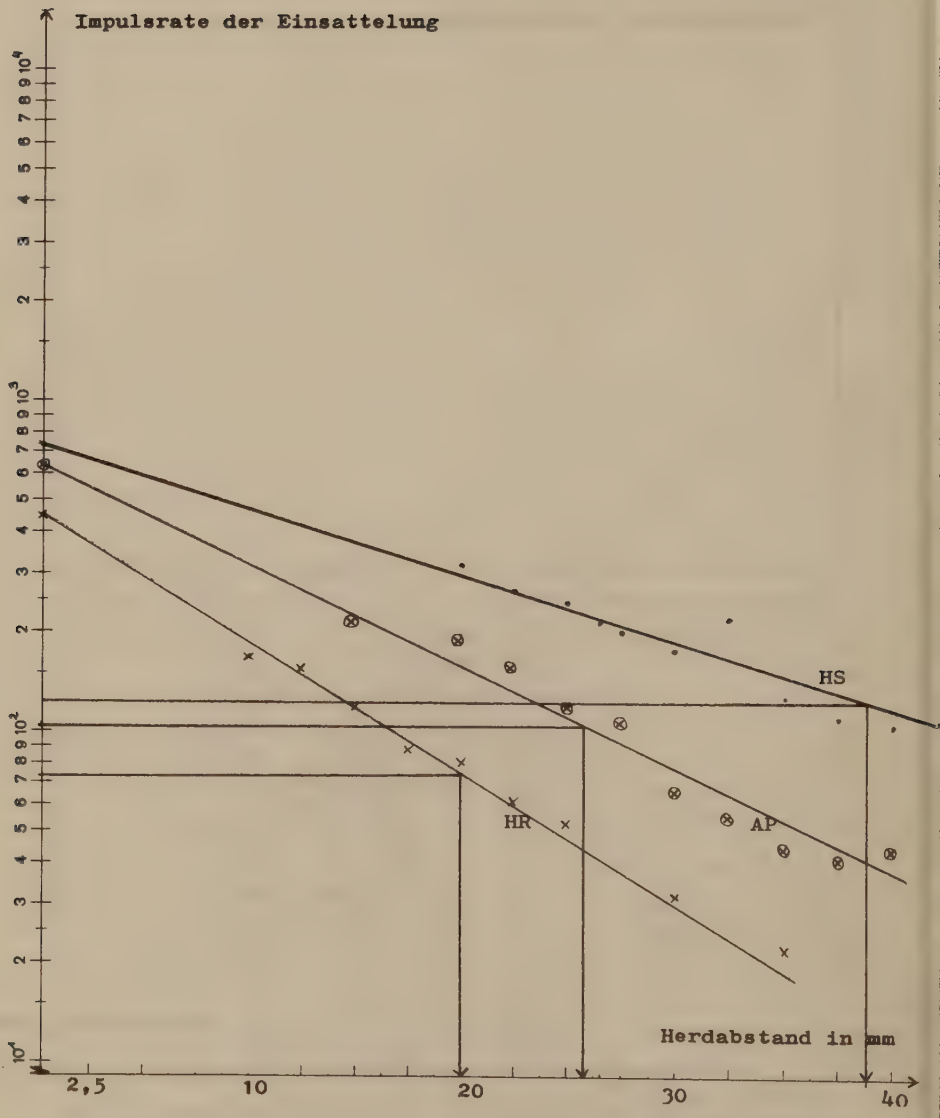


Abb. 9c Wie Abbildung 9a
Kamera-Herd-Abstand: 250mm
Aktivitäten: 30 µCi und 60 µCi

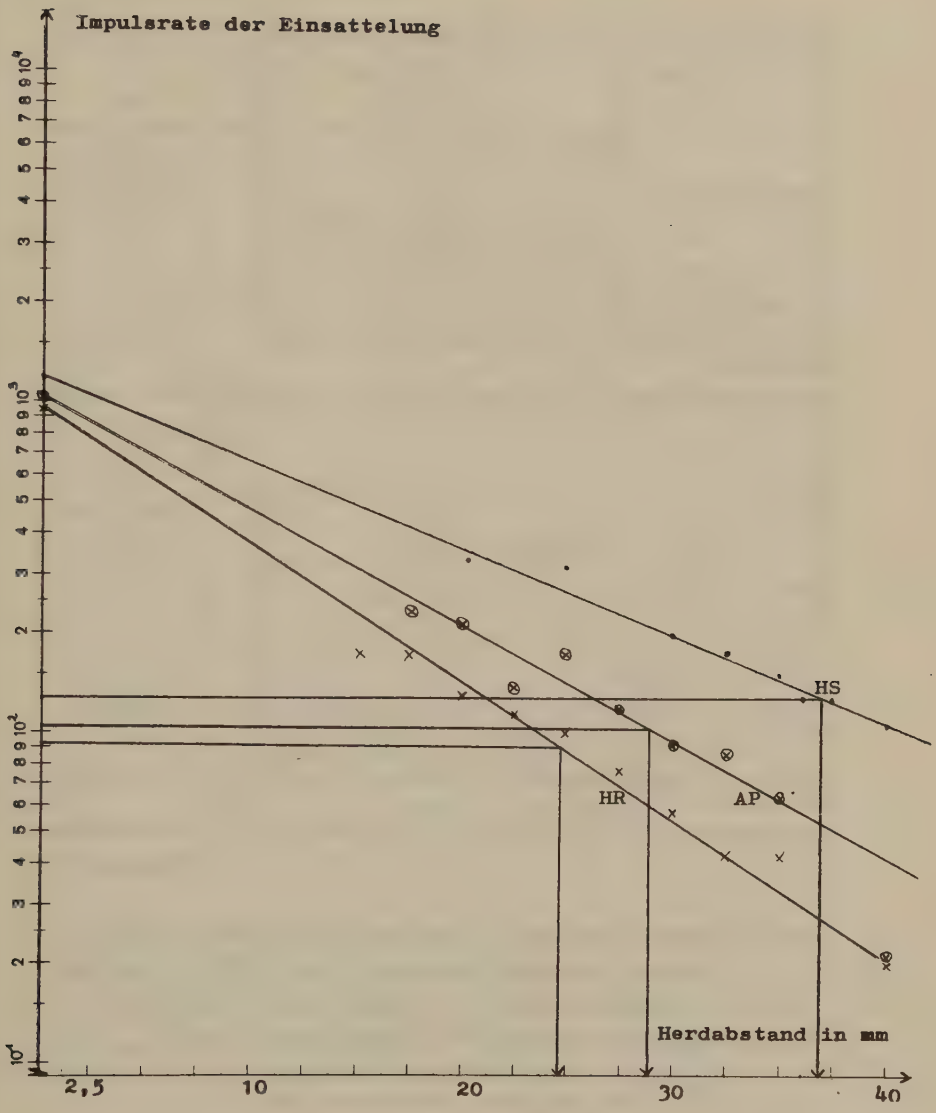
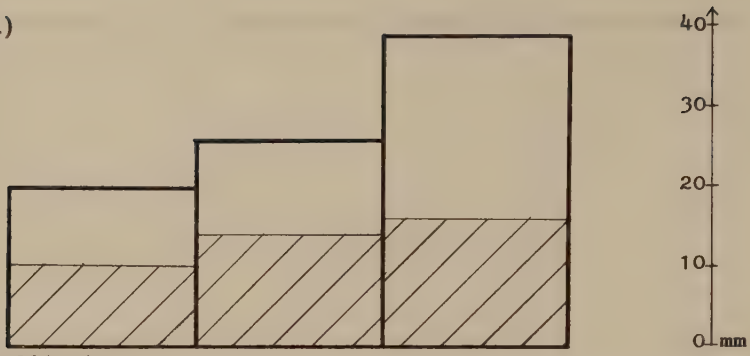


Abb. 9d Wie Abbildung 9a
Kamera-Herd-Abstand: 250mm
Aktivitäten: 30 µCi und 140 µCi

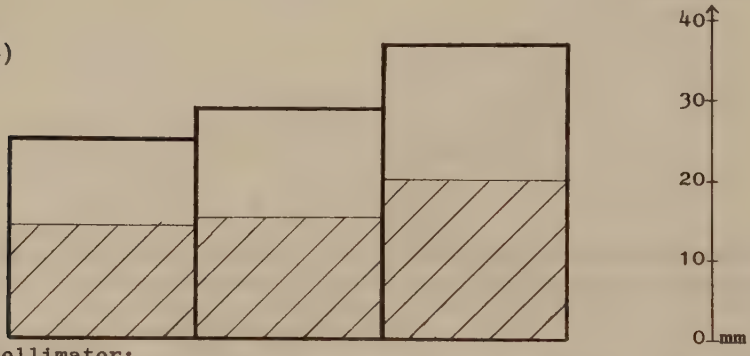
a)



Kollimator:

High resolution All purpose High sensitivity Auflösungs-vermögen

b)



Kollimator:

High resolution All purpose High sensitivity Auflösungs-vermögen

Abb. 10 Graphische Darstellung des Auflösungsvermögens zweier heißer Herde von gleicher Größe, aber unterschiedlicher Aktivität, bei verschiedenen Kollimatoren und Kamera-Herd-Abständen.

▨ ≙ 100mm Kamera-Herd-Abstand

□ ≙ 250mm Kamera-Herd-Abstand

a) Herd 1: 30 µCi Herd 2: 60 µCi

b) Herd 1: 30 µCi Herd 2: 140 µCi

Kollimator	Kamera-Herd-Abstand (mm)	Aktivitätsverhältnis der Herde	Auflösungsvermögen (mm)
High resolution	100	30 µCi/ 60 µCi	10
		30 µCi/140 µCi	14
	250	30 µCi/ 60 µCi	20
		30 µCi/140 µCi	25
All purpose	100	30 µCi/ 60 µCi	14
		30 µCi/140 µCi	15
	250	30 µCi/ 60 µCi	26
		30 µCi/140 µCi	29
High sensitivity	100	30 µCi/ 60 µCi	16
		30 µCi/140 µCi	20
	250	30 µCi/ 60 µCi	39
		30 µCi/140 µCi	37

Tab. 2 Auflösungsvermögen zweier heißer Herde von gleicher Größe, aber unterschiedlicher Aktivität mit unterschiedlichen Kollimatoren und verschiedenen Kamera-Herd-Abständen.

Aus den oben tabellierten Ergebnissen läßt sich, zusätzlich zu den schon dargestellten Ergebnissen von den Untersuchungen bei Herden mit gleicher Aktivität, ablesen, daß das Auflösungsvermögen mit zunehmendem Aktivitätsunterschied in den Herden schlechter wird.

I.1.3. Zusammenfassung

Das Auflösungsvermögen für zwei heiße Herde von je zehn Millimeter Durchmesser beträgt mit dem hoch auflösenden High resolution Kollimator bestenfalls sieben Millimeter. Das Auflösungsvermögen nimmt verständlicherweise mit zunehmender Empfindlichkeit der Kollimatoren ab, wobei die Unterschiede zwischen dem High resolution Kollimator und dem All purpose Kollimator geringer sind, als die Unterschiede zwischen dem All purpose und dem High sensitivity Kollimator. Dieselbe Tendenz zeigen auch die von PLAPPERT (18) bestimmten Werte für die Empfindlichkeit der Kollimatoren (siehe Tab. 3). Außerdem ist das Auflösungsvermögen allgemein stark vom Kamera-Herd-Abstand abhängig. Je näher die Gammakamera am Objekt ist, um so besser ist die Auflösung. Fast keinen Einfluß auf das Auflösungsvermögen hat die absolute Höhe der Aktivität in den Herden. Das Verhältnis der Aktivitäten in den Herden zueinander spielt jedoch wiederum eine Rolle, da die Auflösung schlechter wird, je mehr sich die Herde in ihren Aktivitäten unterscheiden.

Kollimator	Empfindlichkeit
High resolution	$0{,}9 \times 10^{-4}$
All purpose	$1{,}6 \times 10^{-4}$
High sensitivity	$2{,}9 \times 10^{-4}$

Tab. 3 Empfindlichkeit der Kollimatoren nach PLAPPERT: Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin (18)

Für die Praxis ergibt sich folgendes Bild:
Es sollte versucht werden, jede Aufnahme so nahe wie möglich am Untersuchungsobjekt, sprich am Patienten zu machen, unabhängig vom jeweils benutzten Kollimator. Für die tägliche Routine erscheint der All purpose Kollimator am geeignetsten, der ein Auflösungsvermögen von bestenfalls sieben Millimeter mit einer genügend hohen Empfindlichkeit in sich vereint. Letztere ist Voraussetzung dafür, daß die Aufnahmezeiten, die zur Erzielung einer genügenden Impulsdichte im Szintigramm nötig sind, nicht zu lang werden, d.h. der Zeitaufwand für die Untersuchung eines Patienten nicht zu groß wird.
Da zwei heiße Herde in der Realität wahrscheinlich selten gleiche Aktivitäten aufweisen, muß man, bei Benutzung des All purpose Kollimators, mit einem schlechteren Auflösungsvermögen als oben angegeben rechnen. Das Auflösungsvermögen beträgt unter diesen Bedingungen etwa 15 Millimeter. Dies erscheint auch insofern realistischer, als bei den Rechnerbildern in einer Matrix von 64 x 64 Bildpunkten (Pixeln) ein Bildpunkt einem Durchmesser von 6,25 Millimetern im Original entspricht. Impulsunterschiede zwischen zwei einzelnen Bildpunkten könnten, wenn sie vom Auge überhaupt wahrgenommen werden, auch statistisch bedingt sein. Bei der Bestimmung der Homogenität der Gammakamera durch PLAPPERT (18) blieben die Abweichungen nach oben und unten zwar in der von JAHNS und LANGE geforderten kritischen Toleranzgrenze von plus-minus 15 Prozent, jedoch betrugen die Werte nach oben immerhin 12 Prozent und nach unten 9 Prozent, so daß auch nicht von einer optimalen Homogenität ausgegangen werden darf (9).
Die von PLAPPERT erarbeiteten Ergebnisse über das Auflösungsvermögen von zwei kalten Herden mit je zwei Zentimeter Durchmesser sind in Tabelle 4 dargestellt. Durch einen Vergleich mit den in dieser Arbeit gezeigten Ergebnissen kommt PLAPPERT zu dem Schluß: "... so erscheint es sinnvoll, trotzdem den All purpose Kollimator für die Routine einzu-

setzen. Dies vor allem auch deshalb, da bei gleicher Aufnahmezeit damit die Bildstatistik wesentlich besser wird, als mit dem High resolution Kollimator" (18).

Kollimator	Auflösungsvermögen bei einem Kamera-Herd-Abstand von	
	10cm	25cm
HR	0,5cm	0,7cm
AP	0,5cm	0,7cm
HS	0,5cm	1,0cm

Tab. 4 Auflösungsvermögen der einzelnen Kollimatoren für zwei kalte Herde von je zwei Zentimeter Durchmesser bei unterschiedlichen Kamera-Herd-Abständen. nach PLAPPERT: Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin (18)

Alle diese Aussagen gelten jedoch nur für Szintigramme, die über den Rechner aufgenommen und ausgewertet werden, nicht für Analogaufnahmen. Bei der Emissionscomputertomographie werden jedoch eine Reihe von Rechnerbildern angefertigt, aus denen dann die Rekonstruktion der Schichtbilder erfolgt. Die gemachten Aussagen sind also für die Emissionscomputertomographie relevant.
VOGT (25) erstellte in seiner Arbeit einen Vergleich zur Auflösung zwischen Emissionscomputertomographie und Szintigramm. Es sollen hier kurz seine Ergebnisse dargestellt werden. VOGT konnte zeigen, daß, bei peripherer Lage zweier heißer Herde in einem Streumedium, die Auflösung von Szintigramm und ECT gleich sind. Befinden sich die heißen Herde zentral im Streukörper, so verschlechtert sich das Auflö-

sungsvermögen bei beiden Verfahren. Die Abnahme der Auflösung beim Szintigramm ist jedoch wesentlich größer, als bei der Emissionscomputertomographie. Ähnliches ergab sich für ein strahlendes Streumedium.
Bei der Erkennbarkeit eines kalten Herdes in einem strahlenden Medium schneidet die Emissionscomputertomographie gegenüber der Szintigraphie deutlich besser ab. Nach der Methode von VOGT zeigt die Emissionscomputertomographie den kalten Herd, unabhängig von dessen Lage im strahlenden Medium, bis zu einem Herddurchmesser von einem Zentimeter. Im Analogbild (konventionelles Szintigramm) betragen die Grenzen der Erkennbarkeit bei randständiger Position im strahlenden Medium 1,5 Zentimeter Herddurchmesser und bei zentraler Lage des kalten Herdes 2,5 Zentimeter Herddurchmesser.
Die wesentlichste Aussage, die VOGT hierzu macht, ist: "... daß die Abhängigkeit der Auflösung eines Herdes von der Position im Streukörper, wie sie für die konventionelle Szintigraphie mit einem Parallellochkollimator besteht, im Emissionscomputertomogramm viel kleiner ist" (25). Es ergibt sich aber auch durchaus noch eine Verbesserung der Auflösung im Emissionscomputertomogramm bei peripherer Lage des Herdes, wie auch KIRCOS et al (1978) und JASZCZAK et al (1982) zeigten (11, 10).
Die grundlegenden Schlußfolgerungen aus den Arbeiten von PLAPPERT, VOGT und aus der vorliegenden Arbeit, die sich für die Durchführung einer ECT-Studie ergeben, sind:

1. Rotation der Gammakamera mit kleinstmöglichem Abstand vom Patienten, um die bestmögliche Auflösung zu erzielen.
2. Verwendung des All purpose Kollimators. Dieser ermöglicht es, die Aufnahmezeiten in akzeptierbaren Grenzen zu halten und gewährleistet ein genügend hohes Auflösungsvermögen.

II. 1. Untersuchungen zu den optimalen Aufnahmeparametern einer ECT-Studie mit der ROTA-Kamera anhand eines Herzphantoms.

2. Drei Beispiele einer Untersuchung des Myokards mit der Emissionscomputertomographie.

Über die Emissionscomputertomographie am Myokard ist bislang nicht viel veröffentlicht worden. ELL und KHAN (1981) erwähnen in ihrer Arbeit über die klinische Anwendung der Emissionscomputertomographie die Untersuchung des Herzens überhaupt nicht (5).
Einige der veröffentlichten Arbeiten beschäftigen sich mit der Frage, ob bei der Untersuchung des Herzens mit der Emissionscomputertomographie eine Rotation der Gammakamera rund um den Patienten, also über 360°, nötig ist, oder ob eine Rotation über 180° ausreicht (4, 8, 23). Bei einer Rotation über 180° beginnt die ECT-Studie im linken hinteren schrägen Durchmesser (LPO) und geht bis zum rechten vorderen schrägen Durchmesser (RAO).
Im nächsten Kapitel wird versucht, anhand von Phantomuntersuchungen herauszufinden, wie die günstigsten Aufnahmeparameter für einen routinemäßigen Einsatz der ROTA-Kamera zur Emissionscomputertomographie sind.
Abschließend werden drei Beispiele von Untersuchungen des Myokards mit der Emissionscomputertomographie anhand von Bildern gezeigt.

II.1. Untersuchungen zu den optimalen Aufnahmeparametern einer ECT-Studie mit der ROTA-Kamera anhand eines Herzphantoms

II.1.1. Material und Methode

Um herauszufinden, unter welchen Aufnahmebedingungen die Emissionscomputertomographie mit der ROTA-Kamera gut beurteilbare Bilder liefert, werden Phantomaufnahmen angefertigt. Als Phantom wird ein im Handel erhältliches Herzphantom aus Kunststoff verwendet, das eine ellipsoide Form hat (Herzphantom nach PRETSCHNER, Fa. Phywe). Es besteht aus neun getrennt mit Aktivität befüllbaren Kammern. Acht dieser Kammern werden mit insgesamt 130 µCi 99m-Technetium, in Form von Pertechnetat, gefüllt, was einer Konzentration von 3,0 µCi pro Milliliter entspricht. Eine Kammer wird mit reinem Wasser gefüllt und somit ein hundertprozentiger Defekt in der Wand des Herzphantoms erzeugt.
Die Längsachse des Herzphantoms findet ihre Fortsetzung nach beiden Seiten in zwei massiven, runden Kunststoffachsen von einem Zentimeter Durchmesser. Die Länge des eigentlichen Herzphantoms (füllbarer Teil) beträgt sechs Zentimeter, die Gesamtlänge des Gebildes 20 Zentimeter. Der erzeugte Defekt nimmt ein Volumen von 10,0 cm^3 ein.
Dieses Herzphantom wird in ein "Brustphantom" eingesetzt, das als Streukörper dient. Eine haushaltsübliche, quaderförmige Kunststoffbox von 23,5cm x 17cm x 12cm Abmessung soll als Brustphantom fungieren. Mittels Plastilin wird das Herzphantom so in das Brustphantom eingesetzt, daß sich der Defekt in einer inferioren Position befindet und die Längsachsen der Phantome parallel verlaufen. Das Herzphantom erhält dabei eine geringfügig dezentrale Lage im Brustphantom. Es ist in der Aufsicht nach rechts verlagert. Der Abstand des Defektes im Herzphantom von der Oberfläche der erhaltenen,

gesamten Anordnung beträgt 8,5 Zentimeter. Der Abstand der Gammakamera von der Oberfläche der Phantomanordnung wird zu 15 Zentimeter gewählt.
Nach Fixation des Herzphantoms im Streukörper wird das gesamte Phantomgebilde in Längsrichtung auf die Patientenliege des Emissionscomputertomographen gestellt, mit Wasser als Streumedium aufgefüllt und der Deckel der Kunststoffbox aufgelegt (s. Abb. 11).

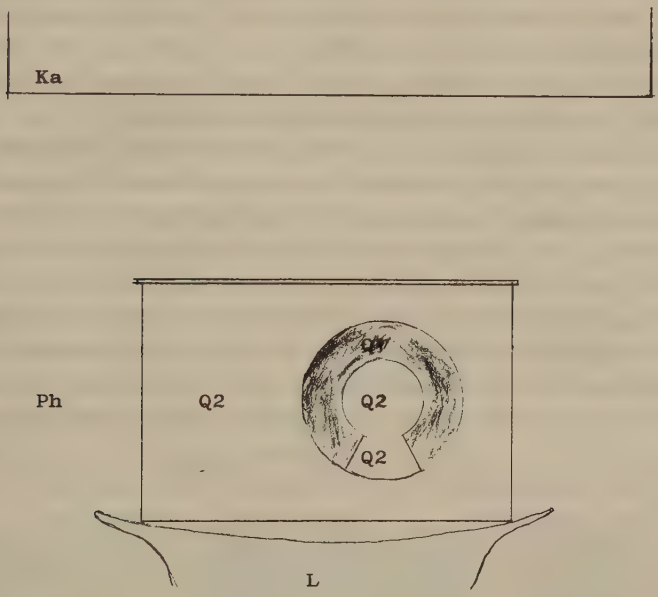


Abb. 11 Skizze der Phantomanordnung bei der Aufnahme (Querschnitt)
Ph = Phantomanordnung
Ka = Gammakamera
L = Patientenliege
Q1 = 3,0 µCi/ml 99m Pertechnetat
Q2 = Wasser

Bei den Aufnahmen werden folgende Parameter variiert:

- Aufnahmezeit pro Bild: 20, 30 und 40 Sekunden
- Rotationsumfang der Kamera: 180° und 360°
- Kameragesichtsfeld: normal (normal mode) oder eingeschränkt (special mode).

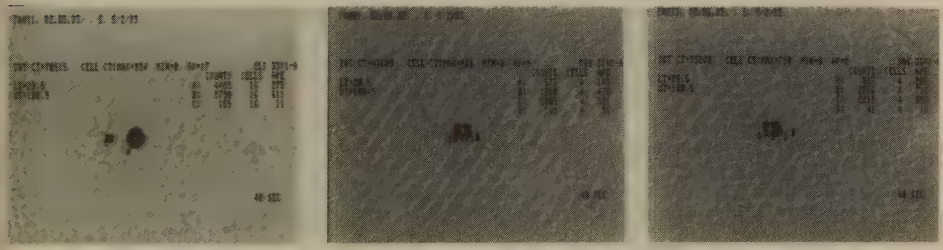
Wird das Kameragesichtsfeld eingeschränkt, so vergrößert sich die Darstellung des Phantoms im Rechnerbild auf das Doppelte, wobei die Größe der gesamten Abbildung gleich bleibt. Die Dicke einer rekonstruierten Schicht sinkt dabei von normal 6,25mm auf die Hälfte ab.

Sämtliche Studien werden in allen drei Ebenen mit dem Filter von SHEPP und LOGAN (vgl. S. 3) durchgeschichtet (21). Jede einzelne, rekonstruierte Schicht ist ein Pixel dick. Ein Pixel entspricht bei normalem Kameragesichtsfeld 6,25mm (s. o.). Bei der Variation der Aufnahmeparameter ist berücksichtigt worden, das die Aufnahmezeit nicht länger als 22 Minuten wird, um die zeitliche Durchführbarkeit gegenüber der konventionellen Szintigraphie zu erhalten. Bei einer Rotation der Gammakamera über 360° ist so nur eine Aufnahmezeit von 20 Sekunden oder weniger pro Bild wählbar. Die Charakteristik der sich so ergebenden acht Aufnahmen zeigt Tabelle 5.

Studie Nr.	Rotationsumfang der Kamera	Aufnahmezeit/Bild (Sekunden)	Kameragesichtsfeld
1	180°	20	normal
2	180°	20	eingeschränkt
3	180°	30	normal
4	180°	30	eingeschränkt
5	180°	40	normal
6	180°	40	eingeschränkt
7	360°	20	normal
8	360°	20	eingeschränkt

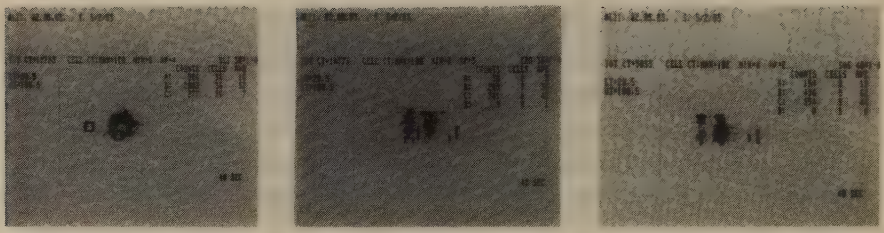
Tab. 5 Charakteristik der acht Phantomstudien

Ähnlich wie TAMAKI et al (1981) ihre Auswertung durchführten, soll auch hier vorgegangen werden (24).
Nach einer Untergrundsubtraktion von 20,5% wird mit regulären Regions of Interest (ROI) gearbeitet, d.h. auf dem zu bearbeitenden Monitorbild kann mit der Eingabetastatur des Rechners jeder interessierende Bereich in der Darstellung abgegrenzt werden. Der Rechner zeigt die in der ROI befindliche Impulszahl auf dem bearbeiteten Bild an.
In den transaxialen (horizontalen) Schichten wird bei normalem Kameragesichtsfeld eine ROI von 4 x 4 Pixeln in den dargestellten Defekt gelegt. Bei eingeschränktem Kameragesichtsfeld beträgt die Größe der Region of Interest 5 x 5 Pixel. In derselben Aufnahme wird jeweils eine gleich große ROI in die kontralaterale Wand der Phantomabbildung gelegt, ebenso wird in einem Bereich außerhalb des Phantombildes verfahren, um die Hintergrundaktivität zu bestimmen.
In den frontalen und sagittalen Schichtbildern werden ROI von 1 x 4 Pixel bei normalem Kameragesichtsfeld und von 1 x 6 Pixel bei eingeschränktem Kameragesichtsfeld in den Defekt gelegt. Ebensolche ROI werden in der dem Defekt gegenüberliegenden Wand des Herzphantoms und im Hintergrund gesetzt (s. Abb. 12a-c und Abb. 13a-c).



a) transaxial b) frontal c) sagittal

Abb. 12a-c Lage der ROI in den einzelnen Schichtebenen
Rotationsumfang 180°, Aufnahmezeit/Bild: 40 Sek.
Kameragesichtsfeld normal



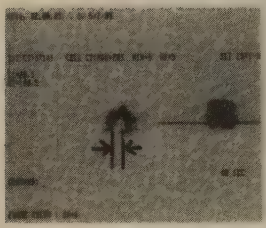
a) transaxial b) frontal c) sagittal

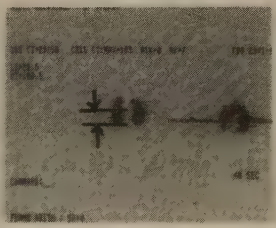
Abb. 13a-c Wie Abbildung 12, jedoch bei eingeschränktem Kameragesichtsfeld

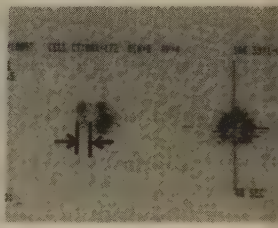
Tabelle 6 zeigt die Ergebnisse, die aus diesen Untersuchungen gewonnen worden sind (siehe Seite 43).
Zunächst wird aus den rekonstruierten Schichten die mittlere totale Zählrate pro Schicht in jeder der drei Ebenen errechnet. Dies geschieht durch aufaddieren der Zählraten der einzelnen Schichten jeder Ebene für sich und anschließender Division durch die Zahl der Schichten in dieser Raumebene. Zur Bestimmung des Bildkontrastes werden die Impulse in einem "normalen" Wandanteil der Phantomabbildung minus der Impulse im Hintergrund durch die Impulse im Hintergrund dividiert, wie es COLEMAN et al (1982) beschreiben (4). Als Endergebnis wird wieder der Mittelwert über alle Schichten der transaxialen Ebene angegeben, zusätzlich wird die Standardabweichung errechnet.
Als weiterer Beurteilungsparameter für die Qualität der Abbildung wird das Verhältnis der Impulse im Defekt zu den Impulsen in der normalen Phantomwand errechnet (D/N-Verhältnis). Dieses Verhältnis wird gegen die Schichttiefe (in Bezug auf das Phantom) in ein Koordinatensystem eingetragen und mit dem tatsächlichen Verlauf dieser Kurve verglichen,

wie dies auch TAMAKI et al (1981) durchführten (24).
Aus der Anzahl der Pixel, die der Defekt in der Abbildung einnimmt, wird versucht, das Volumen des Defektes abzuschätzen. Man kann hierbei auf zweierlei Arten vorgehen.
Methode I: Hierbei wird die Anzahl der Pixel im Defekt in horizontaler Richtung auf der Abbildung ausgezählt, wobei das Bild mit der größten Ausdehnung des Defektes benutzt wird. Dies geschieht in den Bildern der transaxialen und sagittalen Schichtebene. In der frontalen Ebene werden die Pixel in vertikaler Ausdehnung des Defektes ausgezählt. Die Anzahl der Pixel in den transaxialen, frontalen und sagittalen Schichten werden miteinander multipliziert. Man erhält so die Anzahl der Voxel (s.u.), die im Defekt liegen (s. Abb. 14a-c). Multipliziert man diese, bei den Aufnahmen mit normalem Kameragesichtsfeld, mit $(6{,}25\text{mm})^3$ (Raumeinheit von einem Pixel Länge, Breite und Tiefe, entspricht einem Voxel, hier 0,244 cm^3) und, bei den Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld mit $(3{,}125\text{mm})^3$, entsprechend 1 Voxel von 0,031 cm^3, so erhält man das Volumen des Defektes (4).
Eine andere Methode (Methode II) besteht darin, daß man z.B. in derjenigen transaxialen Schicht, in der der Defekt die größte Ausdehnung besitzt, die Anzahl der Pixel sowohl in horizontaler, als auch in vertikaler Richtung auf dem Schichtbild auszählt. Multipliziert man diese beiden Zahlen miteinander, und das Ergebnis mit der Zahl der transaxialen Schichten, in denen der Defekt zu sehen ist, erhält man ebenfalls die im Defekt liegende Anzahl von Voxeln. Nach Multiplikation mit der Raumeinheit eines Voxels (s.o.), entsprechend dem Kameragesichtsfeld, hat man ebenfalls das Volumen des Defektes bestimmt. Die Auszählung der Pixel erfolgt am besten mit dem Cursor auf dem Monitor. Zur Bestimmung des tatsächlichen Defektvolumens wird der nicht gefüllte Phantomanteil mit Wasser gefüllt. Ein Becherglas wird, randvoll mit Wasser, in eine Schale gestellt. Nachdem man das Phantomteil in das Becherglas hat gleiten lassen, kann

man das Volumen des übergelaufenen Wassers messen. Aus den Ergebnissen von drei solchen Bestimmungen wird der Mittelwert gebildet.







a b c

Abb. 14a-c Lage der ausgezählten Pixel in den einzelnen Schichtebenen zur Berechnung des Defektvolumens (Methode I)
a) transaxiale, b) frontal, c) sagittale Schicht

II.1.2. Ergebnisse

In Tabelle 6 sind die Ergebnisse der Phantomuntersuchungen aufgetragen: die mittlere totale Zählrate pro Schicht in allen drei Schichtebenen, der Bildkontrast in der transaxialen Schichtebene und das aus den Schichtbildern errechnete Defektvolumen (Berechnung nach zwei Methoden).
Es zeigt sich, daß die mittlere totale Zählrate pro Schicht mit zunehmender Aufnahmedauer pro Bild ansteigt, bzw., bei Vergleich der 180°-Aufnahmen mit den 360°-Aufnahmen, mit der Zahl der aufgenommenen Bilder ansteigt. Die Impulsrate bewegt sich für die Aufnahmen mit normalem Kameragesichtsfeld

Aufnahmebedingungen Winkel; Zeit in Sek.; Gesichtsfeld	Mittlere totale Zählrate pro Schicht: transversal	frontal	sagittal	Bildkontrast in den transversalen Schichten $\bar{x} \pm SD$	errechnetes Defektvolumen (cm^3) Meth. I	Meth. II
180° ; 20; eingeschränkt	9000	7800	5500	4,9 ± 2,2	10,6	15,6
180° ; 30; "	13700	12000	8600	5,8 ± 3,8	10,4	11,7
180° ; 40; "	17100	14800	11000	6,4 ± 1,7	9,1	13,0
360° ; 20; "	16400	13500	10500	6,1 ± 1,9	8,7	13,0
180° ; 20; normal	29300	21200	17700	14,4 ± 3,8	13,4	10,8
180° ; 30; "	42200	29600	26600	32,7 ± 9,3	14,6	14,6
180° ; 40; "	59300	41600	39000	39,1 ± 19,2	10,8	10,8
360° ; 20; "	48600	34200	31600	35,7 ± 11,8	10,8	10,1

Tab. 6 Ergebnisse der Phantomuntersuchungen zu verschiedenen Aufnahmeparametern bei ECT-Studien mit der ROTA-Kamera

zwischen 29300 Impulsen in den transaxialen Schichten, bei einer Aufnahmezeit von 20 Sekunden pro Bild, und 59300 Impulsen in den transaxialen Schichten, bei einer Aufnahmezeit von 40 Sekunden pro Bild. Die Impulsraten bei den Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld bewegen sich in den transaxialen Schichten zwischen 9000 Impulsen, bei einer Aufnahmezeit von 20 Sekunden pro Bild, und 17100 Impulsen, bei einer Aufnahmezeit von 40 Sekunden pro Bild. Sie liegen also insgesamt sehr viel niedriger, als die Impulsraten bei normalem Aufnahmemodus.
Ähnlich verhält es sich mit dem Bildkontrast. Er liegt für die Aufnahmen mit normalem Kameragesichtsfeld um ungefähr das zwei- bis sechsfache höher, als für die Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld und bewegt sich zwischen 14,4 , bei einer Aufnahmezeit von 20 Sekunden pro Bild, und 39,1 , bei einer Aufnahmezeit von 40 Sekunden pro Bild, beziehungsweise zwischen 4,9 , bei 20 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild, und 6,4 , bei der doppelten Aufnahmezeit (vgl. Tabelle 6). Beiden Aufnahmearten, bezüglich Kameragesichtsfeld, ist jedoch ein ähnliches Ergebnis, beim Vergleich der Studien mit 180°, 40 Sekunden pro Bild und der Studien 360°, 20 Sekunden pro Bild, gemeinsam. Innerhalb des gewählten Kameragesichtsfeldes erbringen beide Aufnahmeserien etwa dieselben Ergebnisse bei der mittleren totalen Zählrate pro Schicht und beim Bildkontrast.
Bei der Bestimmung des Defektvolumens werden Werte zwischen 8,7 cm^3 und 15,6 cm^3 errechnet. Dabei ist die Diskrepanz der Werte aus beiden Bestimmungsmethoden bei den Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld um einiges größer, als bei den Aufnahmeserien mit normalem Kameragesichtsfeld. Eine Ausnahme bildet die Studie mit 180°, 20 Sekunden Aufnahmzeit pro Bild und normalem Kameragesichtsfeld. Bei dieser Studie tritt ebenfalls ein größerer Unterschied zwischen den Werten beider Bestimmungsmethoden auf. Das tatsächliche Volumen des Defektes beträgt 10,0 cm^3, gemessen durch Wasserverdrängung

(s.o.). Die errechneten Werte liegen maximal 56 Prozent neben dem reellen Wert. Am besten wird das Defektvolumen in der Studie mit 360°, 20 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild und normalem Kameragesichtsfeld bestimmt. Hier beträgt die Abweichung bei Methode I acht Prozent und bei Methode II ein Prozent. Ebenfalls gut liegen auch die Ergebnisse bei der Studie mit 180°, 40 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild und normalem Kameragesichtsfeld. Die Abweichung beträgt hier bei beiden Methoden jeweils acht Prozent.
Die Abbildungen 15a-d, 16a-d und 17a-d bringen das Verhältnis der Impulse im Defekt zu den Impulsen in einem normalen Wandanteil (D/N-Verhältnis) in Abhängigkeit von der Schichttiefe in allen drei Ebenen zur Darstellung. Die Schichttiefe wird dabei entsprechend der Richtung der Schichtung gemessen, d.h. bei transaxialen Schichten von kaudal nach kranial, bei frontalen Schichten von dorsal nach ventral und bei sagittalen Schichten von rechts nach links (alle Richtungsangaben bezüglich Aufsicht auf das Phantom). Der ersten Schicht entspricht somit eine Schichttiefe von 0 bis 0,625 Zentimeter, der Zweiten eine Tiefe von 0,625 bis 1,25 Zentimeter usw. Die Kurven für Aufnahmen mit normalem bzw. eingeschränktem Kameragesichtsfeld zeigen auf den ersten Blick denselben Verlauf. Keine der erhaltenen Kurven entspricht dem theoretisch zu erwartenden Verlauf der Kurve des D/N-Verhältnisses. Der wesentliche Unterschied liegt darin, daß die Kurven bei den Aufnahmeserien mit normalem Kameragesichtsfeld monotoner verlaufen, als die Kurven bei den Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld. Am nächsten an den realen Verhältnissen bewegt sich die Studie mit 360°, 20 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild und normalem Kameragesichtsfeld, allerdings ist der Unterschied zu der Studie mit 180°, 40 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild und normalem Kameragesichtsfeld nicht sehr groß.

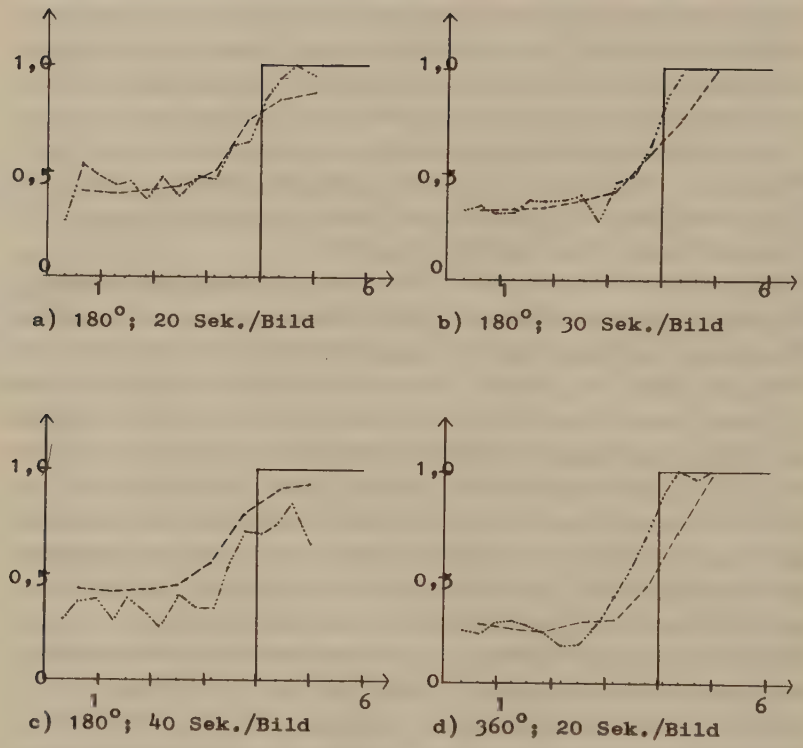


Abb. 15a-d Verhältnis der Impulse im Defekt zu den Impulsen in einem normalen Wandabschnitt (D/N-Verhältnis) in Abhängigkeit von der Schichttiefe in transaxialen Schichten.

Abszisse: Schichttiefe in Zentimeter

Ordinate: D/N-Verhältnis

———— zu erwartender Kurvenverlauf

- - - - - - - normales Kameragesichtsfeld

·—·—·—·— eingeschränktes Kameragesichtsfeld

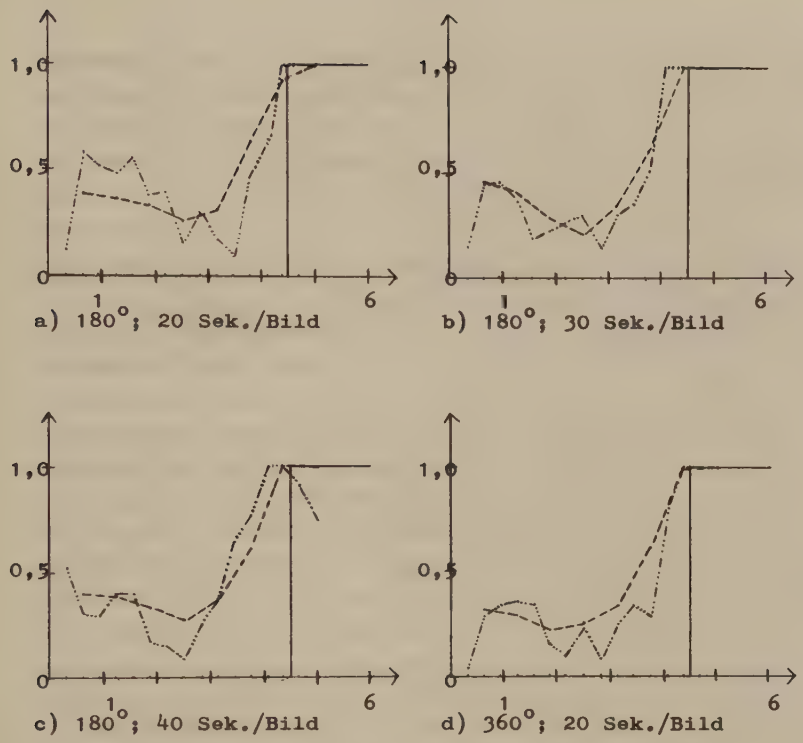


Abb. 16a-d Verhältnis der Impulse im Defekt zu den Impulsen in einem normalen Wandabschnitt (D/N-Verhältnis) in Abhängigkeit von der Schichttiefe in frontalen Schichten.

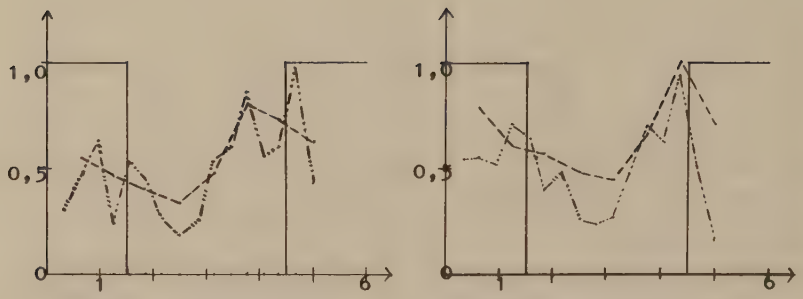
Abszisse: Schichttiefe in Zentimeter

Ordinate: D/N-Verhältnis

———— zu erwartender Kurvenverlauf

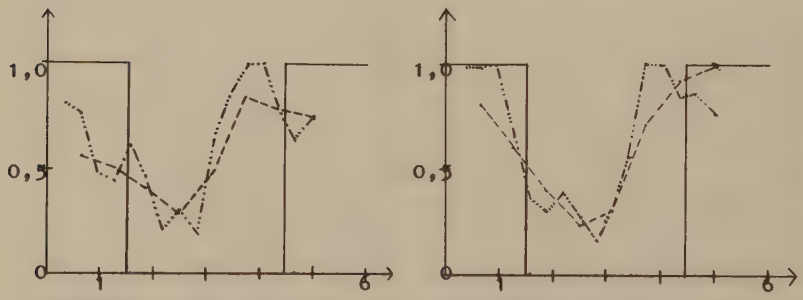
- - - - - - - - normales Kameragesichtsfeld

·—·—·—·—· eingeschränktes Kameragesichtsfeld



a) 180°; 20 Sek./Bild

b) 180°; 30 Sek./Bild



c) 180°; 40 Sek./Bild

d) 360°; 20 Sek./Bild

Abb. 17a-d Verhältnis der Impulse im Defekt zu den Impulsen in einem normalen Wandabschnitt (D/N-Verhältnis) in Abhängigkeit von der Schichttiefe in sagittalen Schichten.

Abszisse: Schichttiefe in Zentimeter

Ordinate: D/N-Verhältnis

———— zu erwartender Kurvenverlauf

- - - - - - - normales Kameragesichtsfeld

·—·—·—·—· eingeschränktes Kameragesichtsfeld

II.1.3. Diskussion

Die Abbildungen 12 und 13 zeigen jeweils ein Schichtbild einer Ebene aus einer Aufnahmeserie mit normalem und einer Serie mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld. Man sieht, daß die Darstellung des Herzphantoms mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld zwar größer wird, aber stark an Deutlichkeit und Klarheit verliert. Dies zeigt sich auch an den Impulsraten, die diese Aufnahmeserien in den einzelnen Schichten haben. Sie liegen weit unter den Impulsraten der Aufnahmeserien mit normalem Kameragesichtsfeld. Hieraus resultiert unter anderem auch der schlechtere Bildkontrast der Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld gegenüber den Aufnahmen mit normalem Kameragesichtsfeld. Dies alles, wie auch der optische Eindruck, der zwar zunächst durch die Größe des dargestellten Objektes überrascht, sprechen gegen Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld, da die interne Statistik der Aufnahmen, im Rahmen der zur Verfügung stehenden Aufnahmezeit und der Menge der verwendeten Aktivität, äusserst schlecht ist. Diese schlechte Statistik kommt auch in der Darstellung des Verhältnisses zwischen Impulsrate im Defekt und Impulsrate in der normalen Wand (D/N-Verhältnis), in Abhängigkeit von der Schichttiefe, zum Ausdruck. Die Kurven verlaufen nicht einfach zuerst monoton fallend, ein Minimum durchlaufend und dann monoton steigend, wie die Kurven bei Aufnahmen mit normalem Kameragesichtsfeld, sondern zeigen viele Minima und Maxima in ihrem Verlauf, als Ausdruck der enormen Schwankung der Impulse pro Bildpunkt und damit auch pro Schicht. Diese Aufnahmen sind für die klinische Anwendung der Emissionscomputertomographie, als Untersuchungsmethode des Herzens, unbrauchbar, da die schlechte Statistik die Abgrenzung eines vorher nicht bekannten Defektes sehr erschweren, beziehungsweise unmöglich machen würde. Im weiteren beschränken wir uns deshalb auf Aufnahmen, die mit

normalem Kameragesichtsfeld gemacht worden sind. Diese verfügen, in Abhängigkeit von der Aufnahmezeit und der Anzahl der aufgenommenen Bilder über eine durchaus brauchbare Statistik. Die Statistik wird, verständlicherweise, mit zunehmender Aufnahmezeit pro Bild und steigender Bilderzahl immer besser. Deshalb ist zu fordern, daß die Aufnahmen mit der, im gegebenen Rahmen, größten Aufnahmezeit pro Bild, hier also 40 Sekunden, zu machen sind. Alternativ wäre es möglich, die Aufnahmezeit zu halbieren, die Gammakamera jedoch über 360° rotieren zu lassen, so daß sich zum Ausgleich die aufgenommene Bilderzahl verdoppelt. Wie sich an den Phantomaufnahmen zeigen läßt, erbringt die Studie über 360° dieselben oder geringfügig bessere Ergebnisse, wie die Studie über 180° mit 40 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild. Die mittlere totale Zählrate pro Schicht liegt für die 360°-Studie nur wenig unter derjenigen der 180°-Studie. Die 360°-Studie hat aber nahezu denselben Bildkontrast und einen besseren Verlauf der D/N-Kurve, mit stärkerer Anlehnung an den theoretisch zu erwartenden Kurvenverlauf. Bei all diesen für die 360°-Studie sprechenden Fakten ist jedoch zu berücksichtigen, daß bei der Phantomanordnung die Absorption ventral und dorsal vom Phantom gleich groß ist. Bei klinischer Anwendung der Emissionscomputertomographie am Myokard ist aber die dorsale Absorption um ein Vielfaches stärker als die ventrale Absorption, bedingt durch die Lage des Herzens im Brustkorb und die absorbierenden Strukturen dorsal des Herzens, wie z.B. die Wirbelsäule. Wie von COLEMAN et al (1982), HOFFMAN (1982) und TAMAKI et al (1982) beschrieben, spielt dieser Faktor eine bedeutende Rolle. Bei einem linearen Absorptionskoeffizienten von 0,18/cm erreichen nur drei bis sieben Prozent der Quanten die Gammakamera im rechten hinteren schrägen Durchmesser uneingeschränkt. Mit einem Energiefenster von 25 Prozent werden sowohl stark als auch wenig absorbierte Quanten im Rücken registriert und bedingen einen schlechten Kontrast. Die Autoren kommen zu dem Schluß, daß

bei Emissionscomputertomographen mit nur einer Gammakamera, der 180°-Aufnahme über dem linken Thorax der Vorzug gegeben werden sollte (4, 7, 23).
Die Entscheidung zugunsten der 180°-Aufnahme wird durch die Phantomaufnahmen insofern erleichtert, als die Ergebnisse der Studie über 180°, mit einer Aufnahmezeit von 40 Sekunden pro Bild und normalem Kameragesichtsfeld, nicht sehr viel schlechter sind, als die Ergebnisse der 360°-Studie, und die körpereigene Absorption bei klinischer Fragestellung eine wesentlich größere Bedeutung erlangt, als bei den Phantomaufnahmen, bei denen die Absorption in allen Richtungen annähernd identisch ist.
Zu dem Versuch, das Defektvolumen aus den ECT-Bildern zu bestimmen, ist zu sagen, daß die Aufnahmeserien mit normalem Kameragesichtsfeld bessere Ergebnisse erbrachten, als die Aufnahmen mit eingeschränktem Kameragesichtsfeld. Die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen der beiden Bestimmungsmethoden ist bei den Aufnahmen mit normalem Kameragesichtsfeld eindeutig geringer. Da beide Methoden etwa dieselbe Fehlerbreite aufweisen, wird hier der Methode II der Vorzug gegeben, da sie wohl die einfacher durchzuführende ist. Es zeigt sich, daß das Defektvolumen mit einer akzeptablen Fehlerbreite von etwa ± 10 Prozent aus den Aufnahmen über 180°, 40 Sekunden Aufnahmezeit pro Bild, geschätzt werden kann. Die Methode ist zwar nicht in der Lage, das Volumen einer Infarktnarbe genau angeben zu können, da kaum ein Infarkt die räumliche Geometrie eines Quaders besitzt, eröffnet aber wenigstens die Möglichkeit einer Abschätzung. STOKELY et al (1981) versuchten mit einem Multipinhole-Tomographen das Volumen des infarzierten Gewebes bei Hunden zu bestimmen (22). Sie benutzten 99m-Technetiumpyrophosphat als Radiopharmazeutikum, welches sich in infarziertem Gewebe anreichert und erreichten so eine positive Darstellung des zu bestimmenden Volumens (6). Als Ergebnis stellten sie fest, daß die Tomographie mit 99m-Technetiumpyrophosphat zwar die Möglichkeit

eröffnet, die Infarktgröße zu bestimmen, die Genauigkeit der Methode jedoch eingeschränkt ist. Es erscheint also überschwenglich, behaupten zu wollen, mit der oben dargelegten Methode lasse sich das Infarktvolumen genau bestimmen. Immerhin läßt sich jedoch aus den ECT-Bildern die Größe des infarzierten Areals abschätzen.
Anhand der aufgezeigten Ergebnisse der Untersuchungen an einem Herzphantom scheint es sinnvoll zu sein, klinische Untersuchungen am Herzmuskel mit einem Rotationswinkel von 180°, beginnend im linken hinteren schrägen Durchmesser und bis zum rechten vorderen schrägen Durchmesser reichend, durchzuführen. Die Aufnahmezeit sollte 40 Sekunden pro Bild betragen und das Kameragesichtsfeld sollte uneingeschränkt (normal mode) bleiben. Damit erhält man 30 Bilder, aus denen sich die Schichten mit einer genügend großen Impulszahl rekonstruieren lassen. Die Zeit vom Aufnahmebeginn bis zum Erhalt der Schichtbilder in allen drei Raumebenen beträgt 45 Minuten und bewegt sich somit in einer Zeitspanne, die auch für die konventionelle Szintigraphie des Myokards aufgewendet werden muß.

II.2. Drei Beispiele einer Untersuchung des Myokards mit der Emissionscomputertomographie.

Abschließend werden noch bei Untersuchungen mit der Single-Photon Emissionscomputertomographie (SPECT) gewonnene Bilder beispielhaft gezeigt. Die Bilder sollen lediglich einen Eindruck geben, wie sich positive bzw. negative Befunde zur Zeit (Sommer 1983) darstellen. Es soll hier kein wertender Vergleich mit anderen Untersuchungsmethoden, seien sie nichtinvasiver oder invasiver Art, angestellt werden. Es wäre allerdings wünschenswert, wenn sich andere Untersucher mit diesem Problem auseinandersetzen würden, wie es zum Beispiel BIERSACK et al (1981) und MAUBLANT et al (1982) getan haben. Erstere heben in ihrer Arbeit vor allem hervor, daß das Ausmaß des infarzierten Areals bei Untersuchungen mit der Emissionscomputertomographie besser abgeschätzt werden kann, als bei Untersuchungen mit der konventionellen Szintigraphie (1, 15). In dieser Arbeit können solche Vergleiche nicht angestellt werden, da das vorliegende Material hierzu noch nicht ausreicht.

Zur besseren Orientierung auf den folgenden, zunächst ungewohnten ECT-Schichtbildern, wird ein Modell des linken Ventrikels aus verschiedenfarbigem Plastilin hergestellt. Ähnlich der Lage des Herzens im Körper wird das Modell in Plastilin eingebettet. Danach wird das Modell mit dem Messer in acht etwa gleich dicke Scheiben zerschnitten, vergleichbar mit den Schichtbildern einer ECT-Aufnahme. Diese Scheiben werden photographiert. Nachdem die Scheiben wieder exakt zusammengesetzt sind, kann in einer anderen Ebene geschnitten werden. Es werden so alle drei Schnittebenen dargestellt (siehe Abb. 18a-d).

Die Abbildung 18a-d zeigt die angefertigten Schnitte durch das Herzmodell aus Plastilin, sowie das ganze Modell. Die Schnitte sind als Orientierungshilfe zur Betrachtung der ECT-Schichtbilder gedacht. Die verschiedenen Graustufen der Abbildung entsprechen unterschiedlichen Wandanteilen des Herzmuskels. Weiß wird als inerte Farbe zum Einbetten und Stabilisieren des Modells gewählt. Mit steigendem Grauwert entsprechen die Wandanteile der Hinterseitenwand, dem Septum, der Vorderwand und der Herzspitze.

Abb. 18a Herzmodell aus Plastilin, Ansicht von ventral. Zu erkennen sind Vorderwand, Septum und Herzspitze in verschiedenen Grautönen.

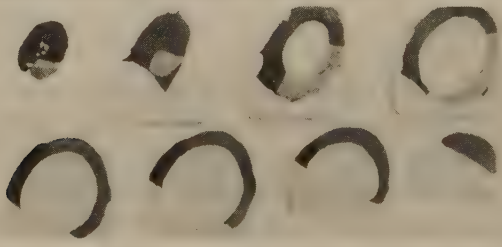


Abb. 18b Transaxiale Schichten durch das Herzmodell. Schichtung von kaudal nach kranial, Blick von kaudal auf die Schichten. Man erkennt, wie sich nacheinander alle Wandabschnitte darstellen. Die Herzspitze ist im Bild oben gelegen.

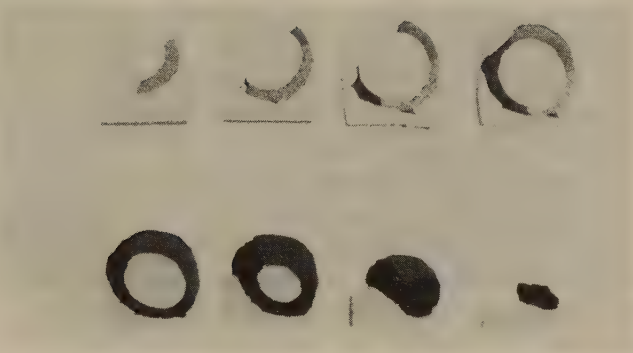


Abb. 18c Frontale Schichten durch das Herzmodell. Schichtung von dorsal nach ventral, Blick von ventral auf die Schichten. Das Septum ist im Bild links gelegen.

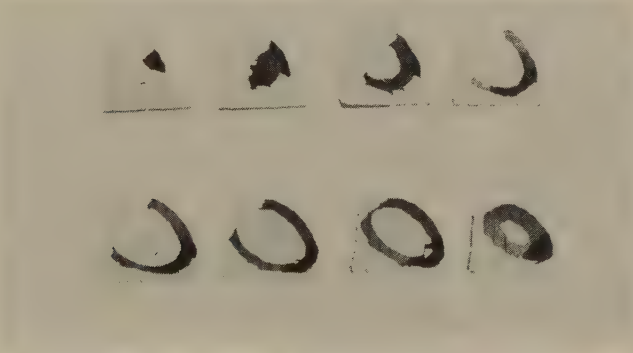


Abb. 18d Sagittale Schichten durch das Herzmodell. Schichtung von links nach rechts, Blick von links auf die Schichten. Die Herzspitze ist im Bild rechts gelegen.

Die Betrachtungsrichtung der Abbildungen 18a-d entspricht der Betrachtungsrichtung bei den ECT-Bildern. Dasselbe gilt für die Richtung der Schichtung.

Die folgenden Abbildungen 19 bis 21 zeigen die Bilder von drei mittels der Emissionscomputertomographie untersuchten Patienten. Sämtliche Aufnahmen wurden mit den im vorigen Kapitel diskutierten und als am zweckmäßigsten erachteten technischen Aufnahmeparametern gemacht. Als Radiopharmazeutikum diente 201-Thalliumchlorid, dessen physikalisch-chemische Eigenschaften und Indikation für die Myokardszintigraphie bei SAUER et al (1980) nachzulesen sind (20).
Die Aussage der Bilder ist den Bildunterschriften zu entnehmen. Bei den ECT-Bildern wird immer nur die wesentliche Schicht aus der jeweiligen Ebene gezeigt.

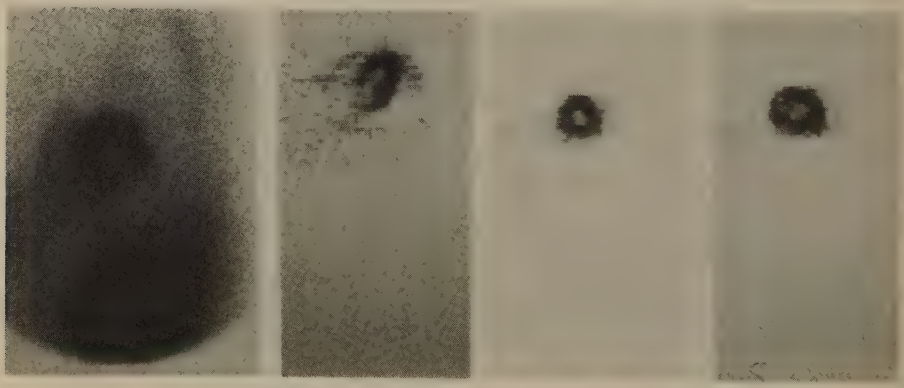


Abb. 19 Szintigramm und ECT-Bilder des Patienten S. H. Es handelt sich um die Bilder eines normalen Myokards. Links das Szintigramm (LAO 60), danach die ECT-Bilder in transaxialer, frontaler und sagittaler Schichtebene.

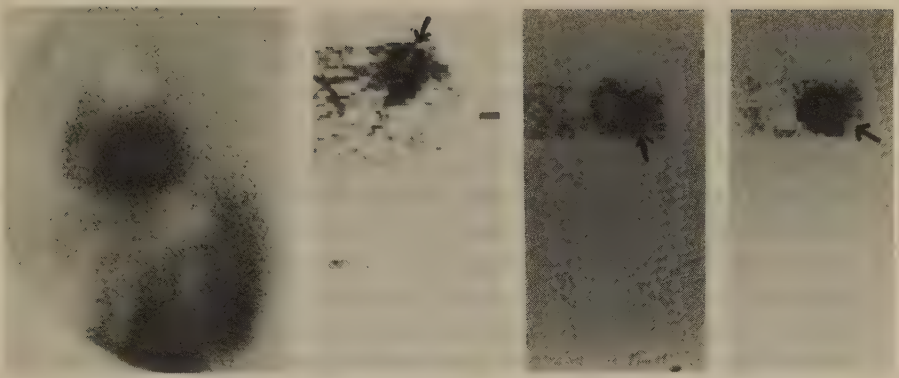


Abb. 20 Szintigramm und ECT-Bilder des Patienten H. T. Es handelt sich hierbei um einen Defekt der Herzspitze bei normalem Szintigramm. Bei der Koronarographie wurde eine Stenose des Ramus circumflexus der linken Kranzarterie festgestellt. Links das Szintigramm (LAO 60), ECT-Bilder wie in Abb. 19

Abb. 21 Szintigramm und ECT-Bilder des Patienten W. E. Der Patient hat einen großen Hinterwandinfarkt bei einer 3-Gefäßerkrankung. Der Infarktbereich dehnt sich auch auf angrenzende Wandabschnitte aus. Die Minderspeicherung ist mit Pfeilen markiert. Szintigramm (LAO 60), ECT-Bilder wie in Abb. 19

Wie die vorherigen Bilder zeigen, lassen sich durchaus definitive Aussagen anhand von Untersuchungen mit der Emissionscomputertomographie machen. In der Zwischenzeit konnten durch Mitarbeiter der Nuklearmedizinischen Abteilung Verbesserungen im Rekonstruktionsverfahren und in der Bilddarstellung erzielt werden. Es besteht jetzt die Möglichkeit, die Schichten in frontaler und sagittaler Ebene zu drehen, so daß die frontalen Schichten senkrecht zur Herzachse liegen und die Sagittalebene parallel zur Herzachse verläuft, wodurch die Schichtbilder leichter beurteilbar geworden sind.
Durch die in dieser Arbeit genannten Ergebnisse können berechtigte Vermutungen angestellt werden, daß die Emissionscomputertomographie sich zu einem noch aussagekräftigeren Nachfolger der bisher in der myokardialen Funktionsdiagnostik angewandten konventionellen Szintigraphie entwickeln wird.
Seit Juni 1983 wird die Emissionscomputertomographie an der Nuklearmedizinischen Abteilung des Strahleninstitutes der Universität Tübingen mit zunehmendem Erfolg in der Herzdiagnostik eingesetzt.

Literaturverzeichnis

1. BIERSACK, H.J., KNOPP, R., RESKE, S.N., SIMON, H., WINKLER, C.
Single-Photon-Emissionscomputertomographie des Myokards
Deutsche Medizinische Wochenschrift 107. Jg. Nr. 12 (1982) 476 - 478

2. BRACEWELL, R.N., RIDDLE, A.C.
Inversion of fan-beam scans in radio astronomy
Astrophys. J. 150 (1967) 427 - 434

3. BRAND, W.
Phantomuntersuchungen an einem Emissions-Computertomographen (J & P - Multipoise - Tomoscanner)
Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät (Klinische Medizin) der Eberhard-Karls-Universität Tübingen (1980)

4. COLEMAN, R.E., JASZCZAK, R.J., COBB, F.R.
Comparison of 180° and 360° data collection in thallium-201 imaging using Single-photon emission computerized tomography (SPECT): Concise communication
J. Nucl. Med. 23 (1982) 655 - 660

5. ELL, P.J., KHAN, O.
Emission computerized tomography: Clinical applications
Seminars in Nuclear Medicine XI, Nr. 1 (1981) 50 - 60

6. GILLMANN, H.
Ischämische Herzmuskelerkrankungen
in: Lehrbuch der Inneren Medizin (Hrsg.: Gross, R., Schölmerich, P.)
Schattauer Verlag Stuttgart - New York, 6. Auflage 1982

7. HOFFMAN, E.J.
180° compared with 360° sampling in SPECT
J. Nucl. Med. 23, Nr. 8 (1982) 745 - 747

8. HOUNSFIELD, G.N.
Computerized transverse axial scanning (tomography) I.
Description of system.
Br. J. Radiol. 46 (1973) 1016 - 1022

9. JAHNS, E., LANGE, D.
Physikalische Grundlagen und Technik
in: FEINE, U., ZUM WINKEL, K.
Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik
Georg Thieme Verlag Stuttgart, 2. Auflage 1980

10. JASZCZAK, R.J., WHITEHEAD, F.R., CHUN BIN LIM,
COLEMAN, R.E.
Lesion detection with Single-photon emission computed
tomography (SPECT) compared with conventional imaging
J. Nucl. Med. 23 (1982) 97 - 102

11. KIRCOS, L.T., LEONARD, P.F., KEYES, J.W., Jr.
An optimized collimator for Single-photon computed
tomography with a scintillation camera
J. Nucl. Med. 19 (1978) 322 - 323

12. KUHL, D.E., EDWARDS, R.Q., RICCI, A.R.
The Mark IV system for radionuclide computed tomography
of the brain
Radiology 121 (1976) 405 - 413

13. KOLLEGIUM BIOMATHEMATIK NW (Hrsg.)
Biomathematik für Mediziner
Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York
2. Auflage 1976

14. LEBOWITZ, E., GREENE, M.W., FAIRCHILD, R. et al
Thallium-201 for medical use
J. Nucl. Med. 16 (1975) 151 - 155

15. MAUBLANT, J., CASSAGNES, J., LE JEUNE, J.J.,
MESTAS, D., VEYRE, A., JALLUT, H., MEYNIEL, G.
A comparison between conventional scintigraphy and
emission tomography with thallium-201 in the detection
of myocardial infarction: Concise communication
J. Nucl. Med. 23 (1982) 204 - 208

16. MÜLLER-SCHAUENBURG, W.
Elektronische Datenverarbeitung
in: FEINE, U., ZUM WINKEL, K.
Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik
2. Auflage 1980, Georg Thieme Verlag Stuttgart

17. PELLETIER, J.L., TOUZERY,C., COITOUX, P.
Physical and clinical performances of a new camera
based system for emission tomography
The image 2 Nr. 4 (Seite 1 - 2)

18. PLAPPERT, B.
Die Indikationen und die Aussagekraft der Emissions-
computertomographie des Skelettsystems im Vergleich
zur Szintigraphie und den radiologischen Unter-
suchungsverfahren
Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin der Medizinischen Fakultät (Klinische
Medizin) der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
(eingereicht 1984)

19. RADON, J.
Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Inte-
gralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten
Ber. Verh. Sächs. Akad. 69 (1917) 262 - 277

20. SAUER, E., SEBENING, H., LUTILSKY, L., DRESSLER, J.
Myokard- und Ventrikelszintigraphie
Grundlagen und klinische Anwendung
Boehringer Mannheim GmbH 1980
Verlag Mannheimer Morgen

21. SHEPP, L.A., LOGAN, B.F.
The Fourier reconstruction of a head section
IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-21 (1974) 21 - 43

22. STOKELY, E.M., TIPTON, D.M., BUJA, L.M., LEWIS, S.E., DEVOUS, M.D., Sr., BONTE, F.J., PARKEY, R.W., WILLERSON, J.T.
Quantitation of experimental canine infarct size using multipinhole single-photon tomography
J. Nucl. Med. 22 (1981) 55 - 61

23. TAMAKI, N., MUKAI, T., ISHII, Y., FUJITA, T., YAMAMOTO, K., MINATO, K., YONEKURA, Y., TAMAKI, S., KAMBARA, H., KAWAI, Ch., TORIZUKA, K.
Comparative study of thallium emission myocardial tomography with 180° and 360° data collection
J. Nucl. Med. 23 (1982) 661 - 666

24. TAMAKI, N., MUKAI, T., ISHII, Y., YONEKURA, Y., KAMBARA, H., KAWAI, Ch., TORIZUKA, K.
Clinical evaluation of thallium-201 myocardial tomography using a rotating gamma camera: Comparison with seven-pinhole tomography
J. Nucl. Med. 22 (1981) 849 - 855

25. VOGT, W.
Wertigkeit der Emissionscomputertomographie im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren in der Leber-Milz-Diagnostik
Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät (Klinische Medizin) der Eberhard-Karls-Universität Tübingen (eingereicht 1984)

Herrn Prof. Dr. U. Feine danke ich sehr für die Möglichkeit, in der Abteilung für Nuklearmedizin des Strahleninstitutes diese Arbeit erstellen zu können.

Herzlicher Dank gilt insbesondere Herrn Meinke für seine gute und stets freundliche Betreuung.

Des weiteren gilt mein Dank Herrn Dr. Eibach und Herrn Dr. Dr. Müller-Schauenburg für ihre Mitarbeit bei der Befundung der ECT-Studien.

Lebenslauf

Am 7. März 1959 wurde ich, Bernd Michael Albert, als Sohn des Michael Albert und der Katharina Albert, geb. Schneider, in Onstmettingen, jetzt Albstadt-Onstmettingen, Zollernalbkreis, geboren.

Besuch der Volksschule in Onstmettingen von April 1966 bis Juli 1969.
Von August 1969 bis Juli 1975 Besuch des Progymnasiums in Albstadt-Tailfingen, danach Wechsel an das Gymnasium in Albstadt-Ebingen, wo ich am 18. Mai 1978 das Abitur ablegte.

Ableistung des Grundwehrdienstes von Juli 1978 bis März 1979.

Von April 1979 bis April 1985 Studium der Medizin an der Universität Tübingen, welches ich am 26. April 1985 mit dem Staatsexamen abgeschlossen habe.